Aus dem Zentrum für Physiologie
der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt/Main
Abteilung für Neurophysiologie
(Leiter: Prof. Dr. med. K. Offenloch)

DARSTELLUNG UND ANALYSE DER BEZIEHUNGEN ZWISCHEN DER ZENTRALEN AKTIVIERUNG, DEM PERIPHEREN NERV-MUSKEL-SYSTEM UND DEM VEGETATIVEN NERVENSYSTEM BEIM SPORTLICHEN PISTOLENSCHIESSEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des
Doktorgrades der theoretischen Medizin
des Fachbereiches Humanmedizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
BERND NICKEL
aus Gießen

Frankfurt am Main
1983

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41523704_0007

Aus dem Zentrum für Physiologie der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt/M.
Abteilung für Neurophysiologie
(Leiter: Prof. Dr. med. K. Offenloch)

Darstellung und Analyse der Beziehungen zwischen der zentralen Aktivierung, dem peripheren Nerv-Muskel-System und dem vegetativen Nervensystem beim sportlichen Pistolenschießen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der theoretischen Medizin des Fachbereiches Human-Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main

vorgelegt von
BERND NICKEL
aus Giessen

Frankfurt am Main, 1983

Dekan: Prof. Dr. med. H.J. Müller
Referent: Prof. Dr. med. K. Offenloch
Korreferent: Prof. Dr. math. stat. Dipl.Ing. K. Abt

Tag der mündlichen Prüfung: 30. Mai 1983

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

M e i n e n E l t e r n

i n h e r z l i c h e r D a n k b a r k e i t

Inhaltsübersicht

	Seite
1. Einleitung und Fragestellung	1
2. Methodik	10
a) Versuchspersonen	
b) Versuchsablauf	
c) Tremorregistrierung	
d) EEG- und EKG-Registrierung	
e) Off-line Analyse der auf Band gespeicherten EEG- und Tremordaten	
3. Ergebnisse	23
A) Elektroenzephalogramm	30
B) Tremorgramm	71
C) Elektrokardiogramm	107
4. Diskussion	110
5. Zusammenfassung	126
Literatur	133

1. Einleitung und Fragestellung

Seit der Jahrhundertwende ist bekannt (WOLFENDEN und WILLIAMS, 1888; ESHNER, 1897), daß neben krankhaften Tremorformen auch bei gesunden Menschen permanent physiologische Tremorschwingungen auftreten. Sie können sich einerseits, wie von WOODSON (1957), VOIGT (1963) und SÄLZER (1974a) beschrieben, negativ auf den Arbeitserfolg auswirken, andererseits kann die Amplitude der Tremorschwingungen als Indikator psychischer Beanspruchungen dienen (MITCHEN et al., 1954; KUNA et al., 1964; SÄLZER, 1973; ROHMERT, 1973). Gerade bei Schützen, die im Wettkampf unter einer enormen psychischen Anspannung stehen, müßte die Amplitude der Tremorschwingungen eine sehr wichtige Rolle spielen, da sie mit Sicherheit einen Einfluß auf das Trefferergebnis hat. Es ist bekannt (SÄLZER, 1974b), daß die Amplitude und Frequenz des Tremors als personenspezifische Kenngrößen angesehen werden können, die durch mechanische, psychische und pharmakologische Einflüsse (SÄLZER et al., 1973) veränderbar sind. Untersuchungen über die Konstanz von Tremoraktivitäten (SÄLZER, 1973) zeigen, daß dabei intraindividuelle Streuungen von 10% auftreten, sofern die Untersuchungsbedingungen konstant gehalten werden. Im Gegensatz dazu treten beim Vergleich (SÄLZER, 1973) interindividueller Messungen unterschiedliche Werte bis 1000% auf.

Die Diskussionen über den Mechanismus, der für den physiologischen Tremor verantwortlich ist, sind bis heute noch nicht abgeschlossen. Eine große Anzahl von Autoren ist der Meinung, daß der Tremor aus einer rhythmischen Modulation der Aktivität verschiedener motorischer Einheiten, hervorgerufen durch eine servo-loop Oscillation im Streckreflexbogen, resultiert (HALLIDAY et al., 1956 u. 1958; JOYCE et al., 1974; LIPPOLD et al. 1957 u. 1970; MORI, 1973 u. 1975). Gegen diese Art der Erklärungen sprechen verschiedene Untersuchungsergebnisse. So beeinflußt eine Narkose den Tremor nicht (LIU et al., 1971; MARSDEN et al., 1967). Auch das breite Tremorspektrum von 0,5 - 25 Hz mit grundsätzlich mehr als einem Frequenzmaximum spricht gegen die servo loop Hypothese, die eine Synchronisation von motorischen Einheiten bei einer bevorzugten Frequenz impliziert. Nur einige Autoren waren bisher in der Lage, zufällige Synchronisationen zwischen unabhängig entladenden motorischen Einheiten zu finden (KRANZ et al., 1974; TAYLOR, 1962). Andere beobachteten nur eine schwache Synchronisation, die sich interindividuell unterschied (MILNER-BROWN et al., 1973 u. 1975), wobei es den Anschein hatte, daß sie in Beziehung zur Tremoramplitude steht (FREUND et al., 1971).

DIETZ et al. konnten 1976 zeigen, daß die Synchronisation motorischer Einheiten nicht auf eine bestimmte

Frequenz beschränkt ist, sondern bei allen möglichen Entladungsfrequenzen auftreten kann. Nach SEARS et al. (1976) tritt die Synchronisation jedoch nur für eine kurze Zeitspanne ein (±3 ms) und ist aus diesem Grunde dem gemeinsamen, gleichzeitigen Anstoßen von Motoneuronen zuzuschreiben.

Für das Leistungsspektrum des physiologischen Tremors sind nach ALLUM et al. (1978) zwei verschiedene krafterzeugende Mechanismen des Muskels verantwortlich. Ein Mechanismus beruht auf niedrigen Frequenzen, der andere auf hohen. Im Powerspektrum wird der niedrige Frequenzanteil (unter 6 Hz) laut ALLUM hervorgerufen durch langsame Kraftveränderungen. An diesen langsamen Veränderungen der Aktivitäten der Motoneurone sind zwei verschiedene Vorgänge beteiligt. Zum ersten langsame Veränderungen der Frequenz und zum zweiten Veränderungen der Anzahl aktivierter Einheiten. Den Frequenzanteil (über 6 Hz) des Powerspektrums führt ALLUM zurück auf den nicht verschmolzenen Erregungsanteil motorischer Einheiten mit verschiedener Entladungsrate. Dieser Frequenzbereich des Powerspektrums stimmt mit der Entladungsrate der motorischen Einheiten überein. Sie lag zwischen 6 Hz und mindestens 25 Hz. Bei 25 Hz tritt eine Verschmelzung der Einzelzuckungen der motorischen Einheiten auf.

Andere Autoren (OZAKI, 1962; BRUMLIK, 1962) führen den Tremor zurück auf die Bewegungen eines reinen

physikalischen Schwingungssystems, das durch mechanische Impulse aus der Herztätigkeit (unterer Tremorfrequenzbereich) bzw. aus den alternierenden Kontraktionen der motorischen Einheiten (STILES et al., 1967; RAU, 1973) zu Schwingungen in seiner Resonanzfrequenz angeregt wird. SALZER (1975) beschreibt in seinem Bericht den Unterarmtremor als einen Regelkreis, der die Auswirkungen der Schwingungen eines mechanischen Schwingungssystems mit einer stochastischen Kraftanregung und neuromuskulären Schwingungen vereint.

Wie die kurze Zusammenstellung der Ergebnisse der Tremoruntersuchungen zeigt, sind die Meinungen über den Entstehungsmechanismus des physiologischen Tremors kontrovers. Das Ziel meiner Untersuchungen war, anhand von Personen, die unter einer hohen psychischen Anspannung stehen, Erkenntnisse über den Tremor zu gewinnen. Als Personengruppe wählte ich Pistolenschützen, da bekannt ist, daß gerade diese Sportler beim Schießen unter einer enormen psychischen Belastung stehen. Im einzelnen ging ich dabei folgenden Fragen nach:

1. Welche Veränderungen im Powerspektrum zeigen sich bei den drei verschiedenen Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec.", "Zielen 120 sec." und "Schießen"?

2. Wie wirkt sich der unterschiedliche Trainingszustand der Probanden auf die Frequenz und die

Amplitude des Tremors aus?

3. Gibt es Unterschiede im Tremorgramm der Versuchspersonen bei Registrierung der Schwankungen der Hand in vertikaler und horizontaler Richtung?

4. Sind beim Vergleich mit den gleichzeitig registrierten EEG- und EKG-Daten Beziehungen zu den Tremorwerten zu erkennen?

Seit BERGER im Jahre 1924 das EEG bei Menschen erstmals ableiten konnte, und er seine Ergebnisse in den Jahren 1929/1931 in seinen Mitteilungen der breiten Öffentlichkeit vorstellte, hat das Interesse am EEG des Menschen weiter zugenommen.

Der Zuordnung der verschiedenen EEG-Aktivitäten zu einzelnen Vigilanzstadien (LINDSLEY, 1960) und krankhaften Veränderungen des Hirns gilt das Interesse vieler Forschergruppen. Darüber hinaus interessiert es viele Autoren, verschiedene EEG-Aktivitäten mit unterschiedlichen sensomotorischen, sensorischen und kognitiven Funktionen des Gehirns zu verknüpfen.

JASPER und ANDREWS (1938) haben als erste auf das Aktivierungsmuster des Elektroenzephalogramms unter der Bedingung der emotionalen Erregung hingewiesen, welches charakterisiert ist durch Verminderung bzw. Aufhebung des Alpha-Rhythmus zu Gunsten einer desynchronisierten, schnelleren, niedergespannten Beta-Aktivität. Auch bei geistiger Tätigkeit beobachteten viele Autoren bei gleichzeitiger Abnahme der

Alpha-Aktivität eine Zunahme der Aktivität im Beta-Frequenzbereich. Nach Unterteilung des Beta-Frequenzbereichs in einen Beta-1- (13 bis 17 Hz) und einen Beta-2-Bereich (17,5 bis 32 Hz) fand MUNDY-CASTLE (1957) bei kortikaler Aktivierung weiterhin eine Abnahme der Aktivität im Beta-1- und eine Zunahme im Beta-2-Bereich.

Andere Autoren wie KNOTT (1938) hingegen berichten, daß bei Personen, bei denen der Alpha-Rhythmus bei geschlossenen Augen gut ausgeprägt ist, beim Lesen der Alpha-Anteil nur prozentual abnimmt und es zu keiner totalen Blockade der Alpha-Aktivität kommt.

GRÜNEWALD et al. (1968) zeigen, daß die Beta-Aktivität nur über dem occipitalen Ableiteareal zunimmt. Sie weisen, wie CREUTZFELD et al. (1969) auf die Abhängigkeit der Veränderungen im Alpha-Bereich des EEG vom Ruhe-EEG der Versuchsperson hin.

Andere Autoren, wie z.B. GALE et al. (1969, 1971) sehen die Zunahme der Beta-Aktivität im EEG während kognitiver Tätigkeiten als nicht gesichert an. Sie beobachteten eine Abnahme der Beta-Aktivität während komplexer visueller Geschehnisse in der EEG-Registrierung.

LEGEWIE et al. (1969) sahen im EEG bei Probanden, die fünf verschiedene Tätigkeiten bei offenen Augen ausführten, keine Veränderungen im Beta-Frequenzbereich.

JASPER und PENFIELD (1949) zeigten im menschlichen Elektroenzephalogramm, daß willkürliche Handbewegungen

zu einer präzentralen Blockierung des Beta-Rhythmus führt. Diese funktionelle Beziehung zwischen präzentralem Beta-Rhythmus und sensomotorischer Aktivität wurde auch von GASTAUT (1952) beschrieben. PFURTSCHELLER (1981) berichtete ebenfalls von einer kurzen Blockade (1 bis 3 sec.) oder von einer Desynchronisation des zentralen Beta-Rhythmus vor und während willkürlicher Bewegungen.

Weniger Aufmerksamkeit wurde bei der Untersuchung von Veränderungen des EEG bei geistiger Tätigkeit den langsamen Theta- und Delta-Frequenzen gewidmet. LEGEWIE et al. (1969) berichten über eine Zunahme der Theta-Aktivität während geistiger Tätigkeit. Andere Autoren, wie MUNDY-CASTLE (1957) unterteilten die Theta-Wellen in langsame Alpha-Varianten und eigentliche Theta-Wellen. Bei verschiedenen kognitiven Tätigkeiten konnten sie eine Zu- bzw. Abnahme dieser Theta-Wellen beobachten. Unterschiedliche Aufmerksamkeit von Versuchspersonen ließen sich nach GALE et al. (1969/1971) eher bei langsamen Alpha-Varianten als bei schnelleren Frequenzen nachweisen.

Die Zusammenfassung der Ergebnisse über die Veränderung des EEG bei kognitiven Tätigkeiten zeigt, daß die Befunde der Autoren unheitlich sind. Bei meinen Untersuchungen war es von Interesse, folgenden Fragestellungen nachzugehen:

1. Welche EEG-Veränderungen im Alpha-, Beta- und Theta-Bereich zeigen sich bei den fünf Versuchsbedingungen "Augen zu", "Augen auf", "Zielen", "Schießen" und "nach Schuß"?

2. Zeigen sich Unterschiede im EEG beim Vergleich der beiden bipolaren Ableitungen, Parieto-Occipital links und Parieto-Occipital rechts, während der fünf Versuchsbedingungen?

3. Wie wirkt sich der Trainingszustand der Versuchspersonen auf das EEG aus?

4. Sind beim Vergleich mit den gleichzeitig registrierten Tremorwerten Beziehungen zu den EEG-Daten zu erkennen?

Die Registrierung des Elektroenzephalogramms, des physiologischen Handtremors und des Elektrokardiogramms (Ermittlung der Pulsfrequenz) erfolgte aufgrund folgender Überlegungen.

Es soll gleichzeitig die zentrale Aktivität (Hirnfunktionszustand) durch das EEG ermittelt werden und der Einfluß der Veränderung des Hirnfunktionszustandes auf das periphere Nerv-Muskel-System (Veränderung der Tremoramplitude und -frequenz) bestimmt werden.

Die Registrierung der Pulsfrequenz soll Aufschlüsse geben über Veränderungen im vegetativen Nervensystem.
Diese Daten sollen in Beziehung gesetzt werden zu den zentralen Aktivitäten und zu den Veränderungen im peripheren Nerv-Muskel-System.

2. Methodik

a) Versuchspersonen

Als Probanden stellten sich freiwillig 18 gesunde Versuchspersonen (Vpn.) (davon 15 männliche und 3 weibliche) zur Verfügung. Die Vpn. waren Schüler, Lehrlinge, Studenten und Lehrer, die großes Interesse an den Experimenten zeigten. Der größte Teil (11 männliche und 2 weibliche) gehörten dem Verein für Modernen Fünfkampf Darmstadt an und hatten die verschiedensten Trainings- und Schießerfahrungen (Anfänger bis deutsche Spitzenklasse). Die übrigen 5 Vpn. hatten zu Beginn der Untersuchungen keine Erfahrungen mit Schnellfeuerpistolen. Vier dieser Versuchspersonen nahmen aus Sicherheitsgründen nicht an den Schießübungen teil. Die Versuchspersonen waren ausschließlich Rechtshänder, ihr Alter lag zwischen 17 und 40 Jahren (Durchschnittsalter: 26,3 Jahre).
Eine Kurzcharakteristik der Probanden erfolgt auf Seite 24.

b) Versuchsablauf

Die Versuche erstreckten sich von Januar bis November 1980. Zu Beginn der Untersuchungen wurde von jedem Probanden ein Ruhe-EEG abgeleitet. Alle Versuchspersonen waren neurologisch gesund.

Anhand von 50 Schuß auf eine stehende 10er Scheibe (Präzision) im Abstand von 25 m wurde die Schießleistung der Probanden ermittelt. Nachdem die

persönliche Schießleistung bzw. das Ruhe-EEG der Schützen bekannt war, absolvierten die Versuchspersonen in der Schießhalle des Waffenlaboratoriums der Fachhochschule des Heeres in Darmstadt das nachfolgende Programm:

1. sitzend, Augen zu (Ruhe)
   Registrierung des EEG und EKG (10 Minuten)

2. sitzend, Augen auf (Ruhe)
   Registrierung des EEG und EKG (10 Minuten)

3. stehend, zielen, 4mal 30 Sekunden (Pause 1 Minute)
   Registrierung des EEG, EKG und physiologischen Handtremors

4. stehend, schießen, 6mal 5 Schuß (Pause und Registrierung des Trefferergebnisses nach 5 Schuß)
   Registrierung des EEG, EKG, physiologischen Handtremors und der Streuung im Schußbild

5. sitzend, Augen auf (Ruhe)
   Registrierung des EEG und EKG (10Minuten)

6. sitzend, Augen zu (Ruhe)
   Registrierung des EEG und EKG (10 Minuten)

Darüber hinaus wurden an manchen Versuchstagen Zielübungen von 4mal 2 Minuten Dauer mit einer Pause von einer Minute durchgeführt. Über die gesamte Versuchsserie hinweg absolvierten die Probanden 10 bis 12mal dieses Versuchsprogramm.

Eine Randomisierung der Vpn. wurde nicht vorgenommen.

Die Tabelle A gibt einen Überblick wann und wie oft die einzelnen Probanden das Programm durchführten. Die Untersuchungen wurden ausschließlich nachmittags zwischen 12 und 17 Uhr vorgenommen, da die Schießhalle nur zu diesem Zeitpunkt zur Verfügung stand.

Die Lernphase, d.h. die Zeit der Eingewöhnung, in der die Probanden sich mit den Räumlichkeiten und dem Versuchsaufbau vertraut machten, ging nicht in die Auswertung der Ergebnisse ein.

Während des Versuchsablaufes saßen die Vpn. bei den Bedingungen "Augen zu" und "Augen auf" auf einem Stuhl in einem geräumigen Faradaykäfig. Bei den Bedingungen "Zielen" und "Schießen" standen die Probanden und konnten durch ein Fenster im Faradaykäfig auf die Zielscheibe in 25 m Entfernung zielen bzw. schießen.

c) Tremorregistrierung

Als Testwaffen dienten zwei Schnellfeuerpistolen (Hämmerli 232, Walther OSP, beide Kaliber 22 kurz) sowie eine großkalibrige Pistole (Hämmerli P 240, Kaliber 32). Es mußte mit 3 Waffentypen geschossen werden, da diese mit unterschiedlichen Pistolengriffen versehen waren und einige Probanden Schwierigkeiten mit dem einen bzw. anderen Griff hatten. Die Tabelle I gibt an welche Waffen die einzelnen Vpn. benutzten.

Die Streuung im Trefferbild war das objektive Maß für die Schießleistung. (Abb. 1)

Tabelle A

Probanden	Jan.	Febr.	März	April	Mai	Juni	Juli	Aug.	Sept.	Okt.	Nov. 1980	Gesamt
Gruppe I												
H.S.	H	HP	W	H	P	W	–	HW	W	H	W	12
F.T.	W	H	PW	W	H	–	WP	H	–	HW	P	12
B.N.	HW	P	–	WH	P	P	H	W	H	W	H	12
M.R.	–	W	H	HH	P	–	–	WH	H	W	WH	11
A.B.	–	HW	H	P	H	W	HW	W	P	H	–	11
Gruppe II												
H.B.	–	P	W	WP	W	W	P	–	W	P	W	10
H.G.	H	H	P	P	W	P	W	H	HW	P	W	12
P.D.	–	H	H	W	P	W	–	W	H	P	WH	10
C.K.	–	P	WP	W	PW	–	–	W	W	PW	W	11
V.K.	H	H	P	W	P	H	–	WP	H	HW	H	12
Gruppe III												
G.B.	–	H	W	WP	H	–	–	H	P	WP	H	10
H.K.	H	W	W	H	WH	–	–	H	H	W	W	10
M.J.	–	H	P	WP	H	H	W	H	P	WH	W	12
H.N.	P	H	W	WH	P	–	–	HW	P	WH	H	12

Probanden	Jan.	Febr.	März	April	Mai	Juni	Juli	Aug.	Sept.	Okt.	Nov. 1980	Gesamt
Gruppe IV												
H.E.	H	WH	H	P	H	-	-	W	HW	P	W	11
P.R.	-	H	W.P	W	H	H	W	H	P	W	P	11
M.P.	W	P	H	-	W	H	P	W	H	P	H	10
J.N.	P	W	HP	W	P	H	P	W	H	W	H	12

Zeitpunkt und Häufigkeit der Teilnahme der Probanden an den Untersuchungen.

Die Abkürzungen stehen für die verschiedenen Pistolentypen mit denen die Probanden an dem entsprechenden Versuchstag das Versuchsprogramm absolvierten.

H = Hämmerli 232

P = Hämmerli P 240

W = Walther OSP

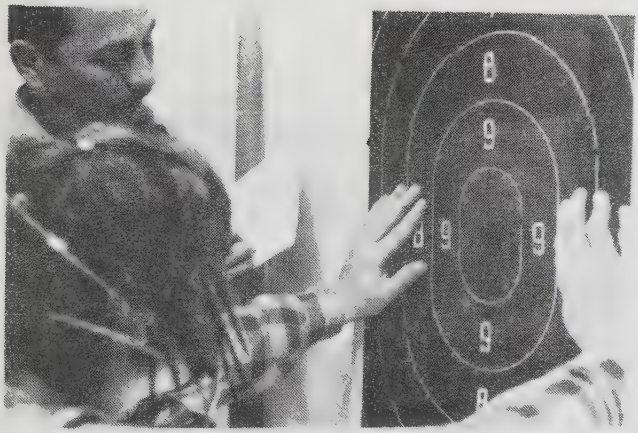


Abb. 1: Ermittlung der Streuung im Trefferbild

Zur quantitativen Erfassung der Handbewegungen vor, während und nach dem Abziehen der Pistole waren Beschleunigungsaufnehmer in der vertikalen und horizontalen Bewegungsrichtung direkt am Lauf befestigt. Die benutzten Beschleunigungsaufnehmer bestehen aus einer mit einer Feder in einem Gehäuse aufgehängten Masse, deren Bewegungen gegenüber dem Gehäuse durch eine Flüssigkeit möglichst konstanter Viskosität gedämpft wird. Das Gehäuse wird am Meßobjekt befestigt und folgt dessen Bewegungen. Die Masse hat dabei grundsätzlich das Bestreben, bei einer Beschleunigung des Gehäuses in ihrer Ruhelage zu verharren.

Durch geeignete Dimensionierung von Masse, Feder und Dämpfung können die verschiedensten Beschleunigungsvorgänge erfaßt werden.

Für die Untersuchungen wurde der Typ B 12/500 der Firma HBM (Darmstadt) benutzt. Hierbei handelt es sich um einen Aufnehmer mit mittlerer Empfindlichkeit für Schwingbeschleunigungen im Bereich von 0 - 250 Hz und einem Meßbereich von 0,05 m/sec^2 bis 1000 m/sec^2.

Um sicher zu gehen, daß die Aufnehmer die beim Schuß auftretenden hohen g-Werte schadlos überstehen, wurden Beschleunigungsaufnehmer mittlerer Empfindlichkeit gewählt.

Das Gewicht der Aufnehmer beträgt 17 g. Das Meßsystem ist in einem zylindrischen Gehäuse von 12,6 mm Durchmesser und 26 mm Länge untergebracht.

Bei der Walther OSP ist es möglich, ein an der Waffenmündung angebrachtes Gewicht durch die Beschleunigungsaufnehmer und ein Tariergewicht zu ersetzen. Die Waffe ist somit nach dem Anbringen des Registriersystems genau so schwer (1045 g) und ausbalanciert wie ursprünglich.
Da dies bei den Waffen Häm. P 232 und Häm. P 240 nicht möglich war, mußte eine Halterung für die Beschleunigungsaufnehmer an der Waffenmündung angebracht werden, an die die Aufnehmer befestigt werden konnten. Das ursprüngliche Gewicht beider Waffen erhöhte sich dadurch von 1275 g um 127 g auf 1402 g. Lt. Aussagen der Probanden fühlten sie sich durch diese Gewichtszunahme und die Schwerpunktverschiebung beim Schießen nicht gestört.(Abb. 2)

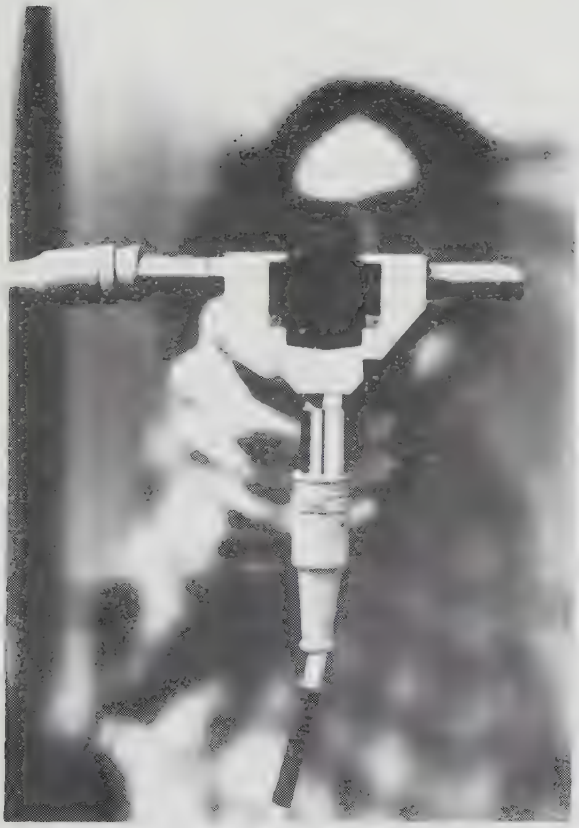


Abb. 2: Montierte Beschleunigungsaufnehmer in vertikaler und horizontaler Richtung. Rechts im Bild ist das an der Waffe angebrachte Tariergewicht zu erkennen.

d) EEG- und EKG-Registrierung

Das EEG wurde bipolar nach dem 10-20-System von den Ableitepunkten Parieto-Occipital links bzw. Parieto-Occipital rechts abgeleitet. Die indifferente Elektrode befand sich hinter dem rechten Ohr.

Für die Ableitung wurden Bällchen-Elektroden verwandt. Diese bestehen aus einem am Ende trichterförmig erweiterten Silberstab. Umhüllt ist der Stab mit einem schwammähnlichen Material, das mit Hilfe von Gaze an der Silberelektrode gehalten wird. Durch eine Gummikappe, die die Versuchspersonen während der Experimente trugen, konnten die Elektroden optimal am Kopf befestigt werden. Da die Probanden während des Ziel- bzw. Schießvorganges äußerst ruhig standen, gab es kaum Probleme durch Bewegungsartefakte im EEG.

Das EKG wurde mittels dreier Klebeelektroden von der vorderen Brustwand einkanälig bipolar abgeleitet, wobei die beiden differenten Elektroden im zweiten Interkostalraum sternal rechts und im 5. Interkostalraum der vorderen Axillarlinie angelegt waren. Die indifferente Elektrode befand sich am kaudalen Ende des Sternums.

Zur Übertragung der EEG- und EKG-Signale zu den Registriersystemen wurde eine Schwarzer-4-Kanal-Telemetrie-Anlage benutzt. Der große Vorteil

gegenüber drahtgebundener Ableittechnik bestand darin, daß die zu untersuchenden Versuchspersonen sich frei bewegen und ungestört von Meßgeräten und Kabeln sich auf das Schießen konzentrieren konnten.

Die Telemetrie-Anlage enthielt vier Übertragungskanäle für Meßdaten. Davon wurden zwei Kanäle für EEG-Registrierungen und ein Kanal für das EKG benutzt. Die Bio-Signale wurden auf einem Papierschreiber und einem Analogmagnetbandgerät abgespeichert.

Den Sendeteil der Telemetrie-Anlage, dessen Gewicht einschließlich Batterie 900 g betrug, trugen die Vpn. auf dem Rücken. Diese Aufnahme/Sendeeinheit besteht aus vier Vorverstärkern, die die von den Versuchspersonen über Ableiteelektroden erhaltenen Signale verstärken, sowie vier FM-Unterträger-Oszillatoren. Hierbei werden die verstärkten Signale auf eine Trägerfrequenz aufgelagert. Danach schließt sich ein Linear-Mischer an, der alle vier Kanäle miteinander mischt. Der sich anschließende Sender moduliert das Mischsignal auf ein Hochfrequenzband und strahlt die Signale mit einer Übertragungsfrequenz von 151 MHz aus. Wie die Sportler bestätigten kam es durch die Aufnahme/Sendeeinheit zu keiner nennenswerten Behinderung ihrer Bewegungsfreiheit. (Abb. 3)

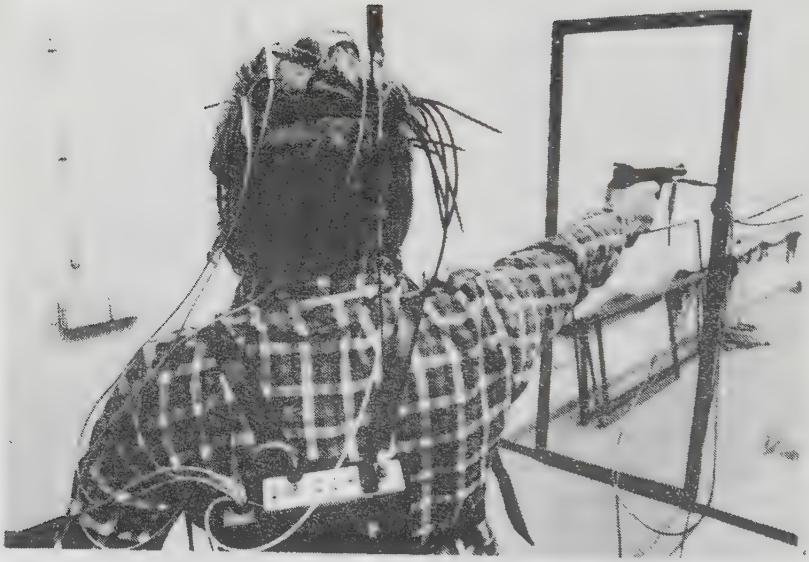


Abb. 3: Ein Proband, der die Telemetrie-Anlage (Verstärker und Sendeteil) auf dem Rücken trägt. Weiterhin sind die angebrachten EEG-Elektroden, die Pistole sowie das Fenster im Faradaykäfig, aus dem der Proband auf die Scheibe zielen und schießen konnte, zu erkennen.

Eine einwandfreie Übertragung der Biosignale wurde dadurch gewährleistet, daß die Sendeantenne und die Empfangsantenne sich in unmittelbarer Nähe im Faradaykäfig befanden. Über ein Kabel wurden die Signale von der Empfangsantenne aus dem Faradaykäfig hinaus zum Empfänger weitergeleitet.

Der Empfangsteil hat neben einer Signalverstärkung die Aufgabe, das Mischsignal vom Sender schrittweise wieder zu demodulieren. Der Empfangsteil besitzt zwei Ausgänge. Bei einem Ausgang liegen nach Signalverstärkung, Trennung von Feldstärkeschwankungen und Demodulation die Signale als Mischsignal einkanälig vor. Der andere Ausgang liefert nach Aufspaltung des Mischsignals in die vier einzelnen Kanäle und nach dem zweiten Demodulationsschritt - Trennung der Signale von der Unterträgerfrequenz - 4-kanälig die abgeleiteten original Biosignale.

Die Magnetbandaufzeichnung erfolgte nach dem zweiten Demodulationsschritt, so daß die abgeleiteten Signale getrennt auf dem Magnetband abgespeichert wurden. Dies hatte den Vorteil, daß bei der nachfolgenden Computeranalyse der Empfangsteil der Telemetrie-Anlage nicht mehr benutzt werden mußte.

Darüber hinaus war es von Vorteil, daß die EEG- und EKG-Signale getrennt auf dem Magnetbandgerät vorlagen. So konnten die Tremorwerte der Hand, die gleichzeitig mit den EEG- und EKG-Daten auf dem Tonband gespeichert

wurden, besser mit diesen in Beziehung gesetzt werden.

Zur optischen Kontrolle aller Signale war es möglich, diese simultan zur Registrierung auf dem Magnetbandgerät auf einem 4-Kanal-Oszillographen und auf einem 6-Kanalschreiber zu beobachten. (Abb. 4)

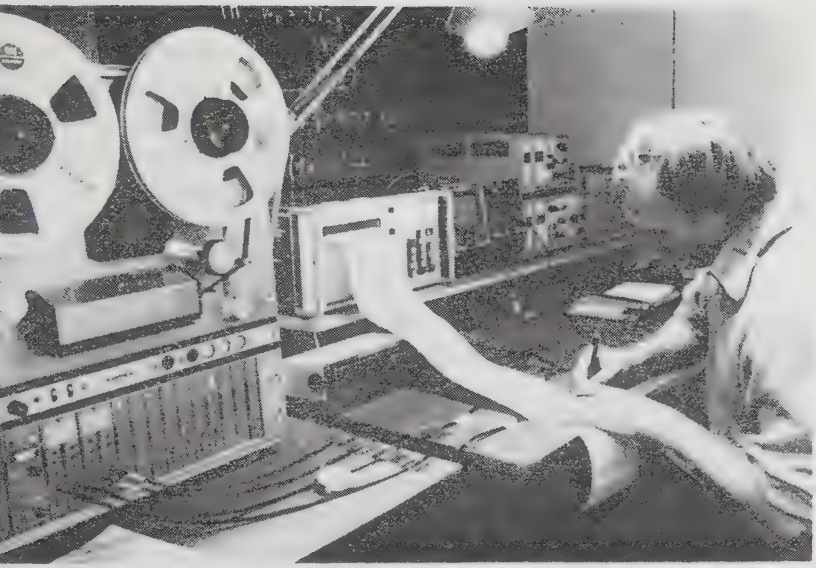


Abb. 4: Geräteaufbau für die Registrierung und Speicherung der Biosignale.

e) Off-line Analyse der auf Band gespeicherten EEG- und Tremordaten

Nach Digitalisierung der EEG- und Tremordaten wurde auf einem PDP-12-Prozeßrechner der Firma Merck, Darmstadt, eine Fast-Fourier-Transformation, wie von COOLEY und TUKEY (1965) beschrieben, durchgeführt. Bei der Fast-Fourier-Transformation wird eine beliebige Signalform in eine Anzahl von Sinusschwingungen unterschiedlicher Frequenz zerlegt.

Die ursprünglichen EEG- bzw. Tremorsignale wurden so aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich überführt und die Leistungsspektren berechnet. Von diesen Spektren wurden dann für die einzelnen Versuchsbedingungen der prozentuale Anteil der Intensitäten im Beta-, Alpha, Theta- und Deltabereich des EEG der verschiedenen Versuchspersonen berechnet. Die Analyse der Tremordaten erfolgte sowohl zum besseren Vergleich mit den EEG-Leistungsspektren mit den typischen EEG-Frequenzbereichen als auch zur besseren Auflösung des Leistungsspektrumverlaufes mit einer prozentualen Anteilsberechnung der Intensitäten in 1-Hz-Schritten.
Die gewonnenen prozentualen Tremorwerte pro 1-Hz-Schritt wurden in Beschleunigungsangaben ($c \times b^2$) (c=Konstante; b=Beschleunigung m/sec^2) umgerechnet und von einem Plotter ausgedruckt.

3. Ergebnisse

Um die in meiner Untersuchung gewonnenen Tremor-, EEG- und EKG-Werte der einzelnen Probanden sinnvoll vergleichen zu können, teilte ich die 18 Versuchspersonen in vier Gruppen auf. Die erste Gruppe bestand aus fünf Sportlern mit etwa gleichlanger Schieß- und Trainingserfahrung, die sowohl im Trainingsaufwand als auch im Trainingsinhalt die gleichen Voraussetzungen mitbrachten und bis zum heutigen Tag regelmäßig trainieren.

In der zweiten Gruppe befanden sich ebenfalls fünf Versuchspersonen, die zumindest in früheren Zeiten einem regelmäßigen Training nachgingen und über viel Erfahrungen mit Schnellfeuerpistolen verfügten.

Vier Probanden bildeten die dritte Gruppe. Diese vier nehmen nur unregelmäßig an Trainingseinheiten teil und besaßen deshalb nur eine geringe Schießerfahrung.

Die vier übrigen Versuchspersonen verfügten über keine Erfahrungen mit Schnellfeuerpistolen und wurden aus Sicherheitsgründen zu den Schießversuchen nicht herangezogen.

Ich stelle eine kurze Beschreibung der Versuchspersonen an den Anfang meiner Ergebnisdarstellung,

da es mit Sicherheit notwendig ist, bei der Beurteilung der Tremor-, EEG- und EKG-Meßdaten ihre Persönlichkeitsmerkmale zu kennen.

Die Beschreibung der Versuchspersonen erfolgt in alphabetischer Reihenfolge.

A.B. männlich, 19 Jahre, Größe 1.71 m, Gewicht 70 kg, kräftige athletische Gestalt, vor und beim Schießen sehr aufgeregt, längere Schießerfahrung und intensives Training

G.B. männlich, 40 Jahre, Größe 1.67 m, Gewicht 65 kg, schmale trainierte Gestalt, sehr nervös und überhastet beim Schießen, geringe Schießerfahrung

H.B. männlich, 37 Jahre, Größe 1.72 m, Gewicht 75 kg, kräftige Gestalt, beim Schießen sehr ruhig, längere Schießerfahrung

P.D. männlich, 31 Jahre, Größe 1.73 m, Gewicht 73 kg, kräftige Gestalt, beim Schießen ausgeglichen, längere Schießerfahrung

H.E. männlich, 22 Jahre, Größe 1.76 m, Gewicht 78 kg, sehr kräftige Gestalt, ruhiger ausgeglichener Typ. Keine Schießerfahrung, nahm an den Schießübungen nicht teil

H.G. männlich, 38 Jahre, Größe 1.65 m, Gewicht 70 kg, kräftige untersetzte Gestalt, zeigte keine Nervosität beim Schießen, lange Schießerfahrung

M.J. weiblich, 18 Jahre, Größe 1.69 m, Gewicht 62 kg, schlanke Gestalt, aufgeregter und nervöser Typ, beim Schießen unkonzentriert, geringe Schießerfahrung

C.K. männlich, 24 Jahre, Größe 1.93 m, Gewicht 89 kg, schmale Gestalt, unkonzentriert beim Schießen, längere Schießerfahrung, z.Zt. kein regelmäßiges Training

H.K. weiblich, 35 Jahre, Größe 1.70 m, Gewicht 58 kg, schlanke Gestalt, konzentriert aber aufgeregt beim Schießen, sehr geringe Schießerfahrung

V.K. männlich, 37 Jahre, Größe 1.73 m, Gewicht 70 kg, kräftige Gestalt, unkonzentriert beim Schießen, längere Schießerfahrung

B.N. männlich, 31 Jahre, Größe 1.83 m, Gewicht 86 kg, kräftige athletische Gestalt, keine Nervosität beim Schießen, konzentriert schießend, lange Schießerfahrung

H.N. männlich, 20 Jahre, Größe 1.88 m, Gewicht 80 kg, schmale Gestalt, nervös und unkonzentriert beim Schießen, geringe Schießerfahrung

J.N. weiblich, 29 Jahre, Größe 1.72 m, Gewicht 53 kg, schlanke Gestalt, nervöser Typ, keine Schießerfahrung, nahm an den Schießübungen nicht teil

M.P. männlich, 17 Jahre, Größe 1.68 m, Gewicht 65 kg, kräftiger athletischer Typ, ruhig und ausgeglichen, keine Schießerfahrung, nahm an den Schießübungen nicht teil

M.R. männlich, 21 Jahre, Größe 1.74 m, Gewicht 64 kg, schmale, durchtrainierte Gestalt, nervös und unkonzentriert beim Schießen, lange Schießerfahrung, tägliches Schießtraining

P.R. männlich, 17 Jahre, Größe 1.74 m, Gewicht 73 kg, kräftige Gestalt, ruhiger, ausgeglichener Typ, keine Schießerfahrung, nahm an den Schießübungen nicht teil

H.S. männlich, 20 Jahre, Größe 1.78 m, Gewicht 73 kg, kräftiger Körperbau, sehr konzentriert schießender Sportler, geringe Aufregung beim Schießen, intensives sportliches Training

F.T. männlich, 19 Jahre, Größe 1.68 m, Gewicht 63 kg, schmale athletische, nicht sehr kräftige Gestalt, beim Schießen sehr nervös, intensives sportliches Training

Tabelle 1 gibt einen Überblick über die vier Gruppen. Gleichzeitig spiegelt sie die Schießleistungen der Probanden wieder, die anhand von 50 Schuß auf eine stehende 10er Scheibe (Präzision) im Abstand von 25 m ermittelt wurden.

Zur Bestimmung des Alpha-Anteils im Ruhe-EEG der Versuchspersonen wurde vor Untersuchungsbeginn von jedem an vier verschiedenen Terminen unter gleichen Bedingungen ein Ruhe-EEG abgeleitet.(Tabelle 2)

Aus der Tabelle geht hervor, daß drei Versuchspersonen (H.G., M.J. und M.R.) einen verhältnismäßig niedrigen Alpha-Anteil im Ruhe-EEG besaßen. Bei den übrigen Probanden wurde ein hoher prozentualer Alpha-Anteil von 57% bis 69% über der linken Hirnhemisphäre und von 62% bis 76% über der rechten Hemisphäre festgestellt.

Tabelle 1

Trefferergebnis
50 Schuß auf eine 10er Scheibe, Abstand 25 m, beliebige Zeit,
maximales Trefferergebnis = 500

Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Versuchs-personen	Symbol	Treffer-ergebnis	Versuchs-personen	Symbol	Treffer-ergebnis	Versuchs-personen	Symbol	Treffer-ergebnis	Versuchs-personen	Symbol	Treffe ergebn
H.S.	+	492	H.B.	0	468	G.B.	I	426	H.E.	0	-
F.T.	*	472	H.G.	*	476	H.K.	*	442	P.R.	X	-
B.N.	X	491	P.D.	+	471	M.J.	0	299	M.P.	I	-
M.R.	I	475	C.K.	X	457	H.N.	X	338	J.N.	*	-
A.B.	0	475	V.K.	I	437						

Tabelle 2

Versuchspersonen	Alphaanteil (%) mit Standardabweichung im parieto-occipitalen Ruhe-EEG der linken bzw. rechten Hirnhälfte bei geschlossenen Augen Mittelwerte und Standardabweichung aus 4 Messungen à 10 Minuten	
	linke Hälfte	rechte Hälfte
H.S.	62,5 ± 8,2	69,3 ± 12,4
F.T.	69,3 ± 18,4	76,5 ± 9,6
B.N.	59,8 ± 8,4	68,7 ± 5,2
M.R.	49,6 ± 6,4	58,3 ± 9,2
A.B.	65,4 ± 9,2	73,6 ± 12,2
H.B.	64,3 ± 14,6	67,2 ± 13,0
H.G.	49,9 ± 14,4	52,2 ± 16,2
P.D.	57,6 ± 14,4	65,1 ± 9,6
C.K.	66,6 ± 13,8	69,7 ± 14,6
V.K.	66,3 ± 13,0	70,5 ± 13,4
G.B.	67,4 ± 12,4	71,3 ± 10,2
H.K.	65,5 ± 8,4	71,3 ± 14,0
M.J.	39,6 ± 9,6	41,6 ± 4,6
H.N.	62,9 ± 8,2	67,8 ± 10,6
J.N.	62,3 ± 5,6	64,5 ± 6,4
H.E.	59,6 ± 12,4	62,4 ± 11,6
P.R.	64,3 ± 14,2	64,7 ± 13,8
M.P.	60,3 ± 9,6	65,1 ± 13,4
Mittelwert	60,7 ± 7,5	65,5 ± 8,2

aus 18 Probandenmittelwerten
tandardabweichung s aus
8 Probandenmittelwerten.

A) Elektroenzephalogramm

Während der verschiedenen Versuchsbedingungen ("Augen zu", "Augen auf", "Zielen", "Schießen" und "nach Schuß") zeigen sich deutliche Unterschiede in den EEG-Spektren. Unter der Versuchsbedingung "nach Schuß" ist die Phase beim Schießen gemeint, bei der der Schütze den Schuß abgefeuert hat, aber die Waffenmündung noch ins Ziel zeigt (2 bis 3 sec.). Weiter wird der Bedingung "nach Schuß" die Phase zugeordnet, bei der der Schütze die Pistole abgesetzt hat (15 bis 20 sec.) und sie noch nicht wieder anhebt, um den nächsten Schuß abzufeuern. Das Anheben der Pistole einschließlich dem optimalen Einrichten der Pistole ins Ziel bis zur Schußabgabe wird der Bedingung "Schießen" (8 bis 15 sec.) zugeordnet.

Die in den Abbildungen dargestellten prozentualen EEG-Daten während der Bedingung "Zielen" wurden aus den Meßwerten ermittelt, die beim Zielen ohne Schußabgabe gewonnen wurden.

Bei den Bedingungen "Augen auf" (10 Minuten) und "Augen zu" (10 Minuten) saßen die Versuchspersonen auf einem Stuhl im Faradaykäfig.

Die in den Kurven eingetragenen prozentualen EEG-Werte sind Mittelwerte, wie auch die Tremor- und EKG-Daten, die bei den Versuchspersonen während der verschiedenen Bedingungen registriert wurden. In

drei der vier klassischen Frequenzbereiche werden folgende Veränderungen der prozentualen Intensitäten beobachtet.

Alphabereich (8 bis 13 Hz)

Bei der Versuchsbedingung "Augen auf" tritt bei allen Vpn. eine deutliche Abnahme des prozentualen Alpha-Anteils gegenüber der Bedingung "Augen zu" im EEG auf. Die Abnahme der Alpha-Aktivität ist über der linken Hirnhemisphäre größer als über der rechten.

Bei 9 (C.K., V.K., P.D., H.G., H.K., M.J., F.T., B.N., H.S.) von 14 Versuchspersonen kommt es bei der Bedingung "Zielen" sowohl über der linken als auch über der rechten Hemisphäre zu einer weiteren Abnahme des prozentualen Alpha-Anteils im EEG.

Eine zusätzliche Reduktion der Alpha-Aktivität findet man bei 9 Probanden (C.K., V.K., P.D., H.G., H.K., F.T., B.N., H.S., H.B.) über der linken Hemisphäre bei der Bedingung "Schießen".
Über der rechten kommt es bei dieser Bedingung nur noch bei 6 Vpn. (V.K., P.D., H.G., H.K., B.N., H.S.) im EEG zu einer weiteren prozentualen Abnahme des Alpha-Anteils.

Bei 9 Vpn. (C.K., V.K., P.D., H.G., H.K., M.J., F.T., B.N., H.S.) steigt nach der Schußabgabe die

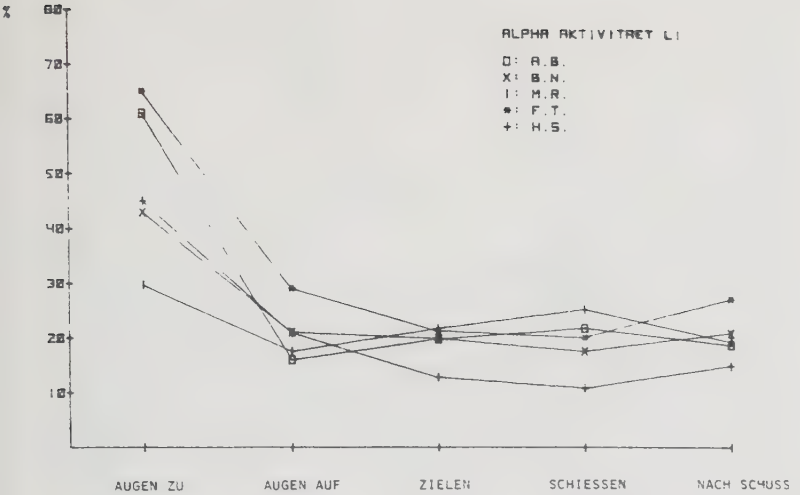
Alpha-Aktivität über der linken Hemisphäre an. Über der rechten beobachtet man bei den gleichen 9 Probanden ebenfalls eine prozentuale Zunahme des Alpha-Anteils im EEG.

Im Ruhe-EEG aller Probanden ist der prozentuale Alpha-Anteil über der rechten Hemisphäre größer; im Mittel beträgt die Alpha-Aktivität über der linken Hemisphäre 60,7% und über der rechten 66,2% (siehe Tabelle 2).

In den Abbildungen 5, 6 und 7 sind die Mittelwerte aller EEG-Meßdaten (Alpha-Frequenzbereich) während der fünf verschiedenen Versuchsbedingungen dargestellt.

Die Mittelwerte wurden aus den Werten aller Versuchstage gebildet.

Bei den Abbildungen wurde übersichtkeitshalber darauf verzichtet, die Bedingungen "Augen auf" und "Augen zu" nach der Schußabgabe einzutragen. Die Werte für diese beiden Bedingungen entsprachen bei allen Probanden nahezu den Werten, die während den Bedingungen "Augen zu" und "Augen auf" vor der Zielphase ermittelt wurden.



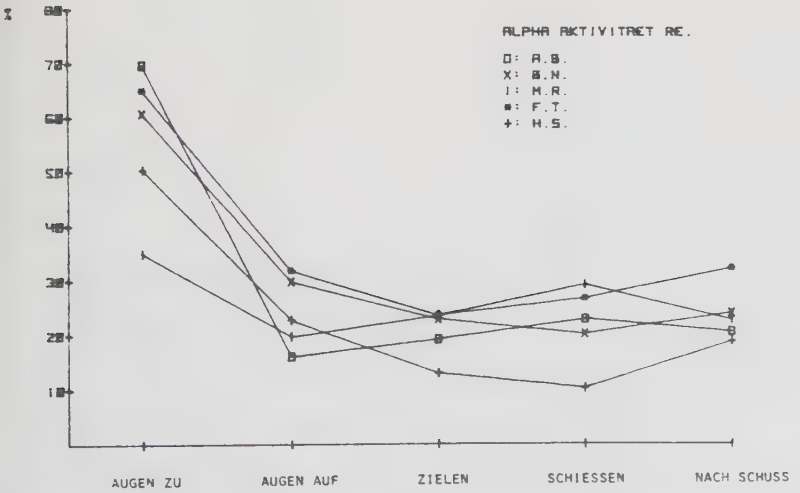
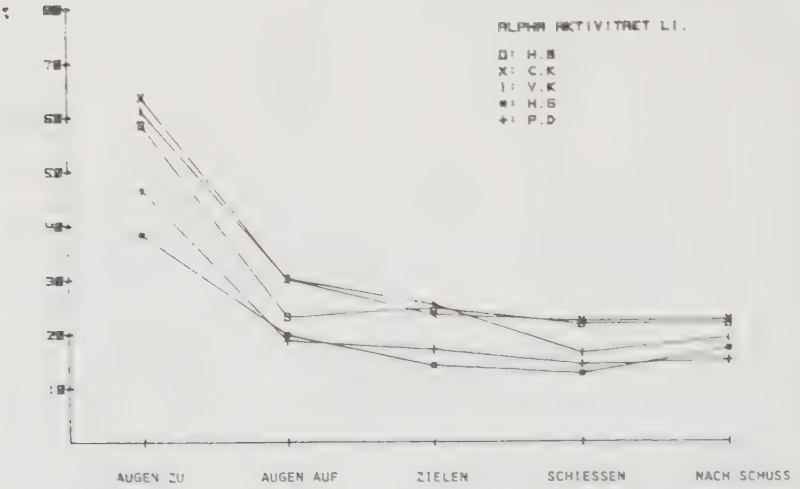


Abb. 5: Verläufe des prozentualen Alpha-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 1)



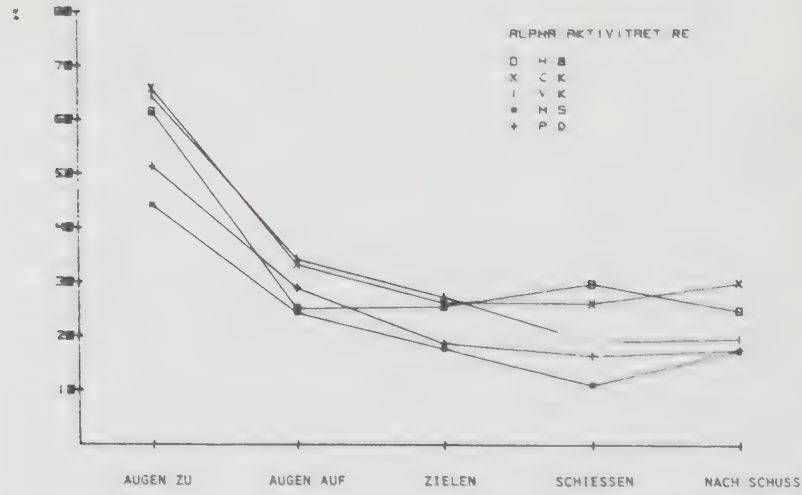
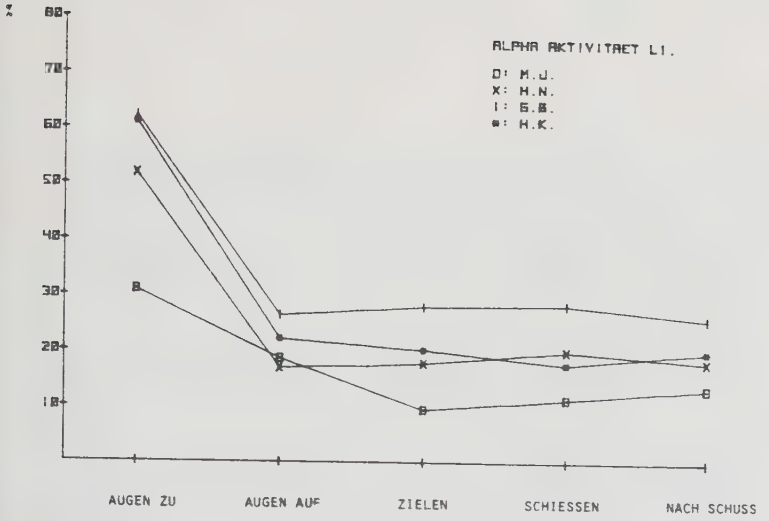


Abb. 6: Verläufe des prozentualen Alpha-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 2)



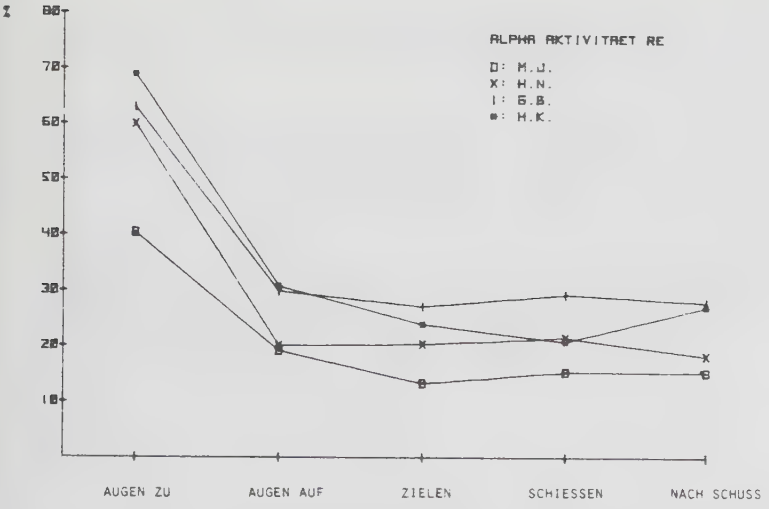


Abb. 7: Verläufe des prozentualen Alpha-Anteils im EEG über der linken ozw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 3)

In der Tabelle 3 sind die Mittelwerte mit Standardabweichungen des prozentualen Alpha-Anteils im EEG der drei Gruppen zu ersehen; auch ist der Mittelwert des Alpha-Anteils aller 14 Versuchspersonen eingetragen.

Deutlich zeigt sich bei allen drei Gruppen die Abnahme des Alpha-Anteils nach dem Öffnen der Augen.

Bei den Bedingungen "Zielen" und "Schießen" kommt es zu einer weiteren Abnahme des Alpha-Anteils im EEG, wobei die Abnahme nicht so gravierend ist, wie beim Vergleich der Bedingungen "Augen zu" und "Augen auf".

Der geringste Alpha-Anteil ist bei der Bedingung "Schießen" registriert worden.

Nach dem Schießen kommt es wieder zu einer Zunahme des Alpha-Anteils, der auf dem Niveau zwischen den Bedingungen "Augen auf" und "Zielen" liegt.

Klar zu erkennen ist der Unterschied zwischen den Ableitungen über der linken und rechten Hemisphäre. Der Alpha-Anteil ist bei allen Bedingungen über der linken Hemisphäre geringer als über der rechten.

Tabelle 3

Prozentualer Alpha-Anteil im EEG

Bedingungen	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Mittelwert
	n = 5	n = 5	n = 4	n = 14
Augen zu				
links	49.4±13.1	53.2±9.6	51.5±12.4	51.3
rechts	57.4±12.1	58.9±8.1	57.9±10.2	58.0
Augen auf				
links	20.8±4.6	24.2±5.1	20.7±3.5	21.9
rechts	25.2±6.1	29.4±3.8	25.2±5.2	26.6
Zielen				
links	17.4±3.3	20.2±4.4	17.9±6.8	18.5
rechts	19.6±3.9	23.8±4.2	21.2±4.8	21.5
Schießen				
links	16.2±4.9	16.3±3.8	17.2±6.2	16.5
rechts	17.9±4.2	21.0±5.3	20.8±5.3	19.9
nach Schuß				
links	19.8±3.9	19.2±2.6	21.5±4.3	20.2
rechts	24.2±4.2	22.9±4.8	24.3±3.5	23.8

$\bar{x}$ aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten
Standardabweichung s aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten

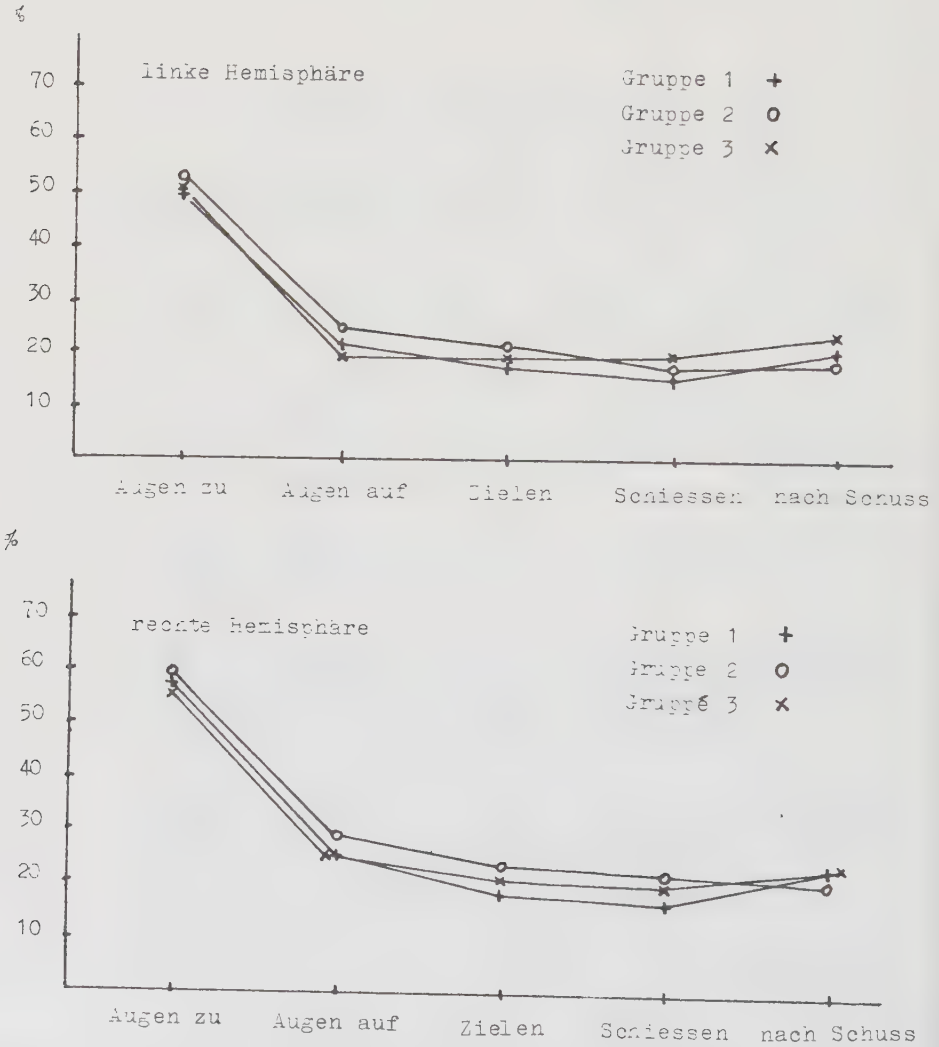


Bild 3a: Verläufe des prozentualen Alpha-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen.
(Mittelwertskurven der einzelnen drei Gruppen (siehe Tab. 3)).

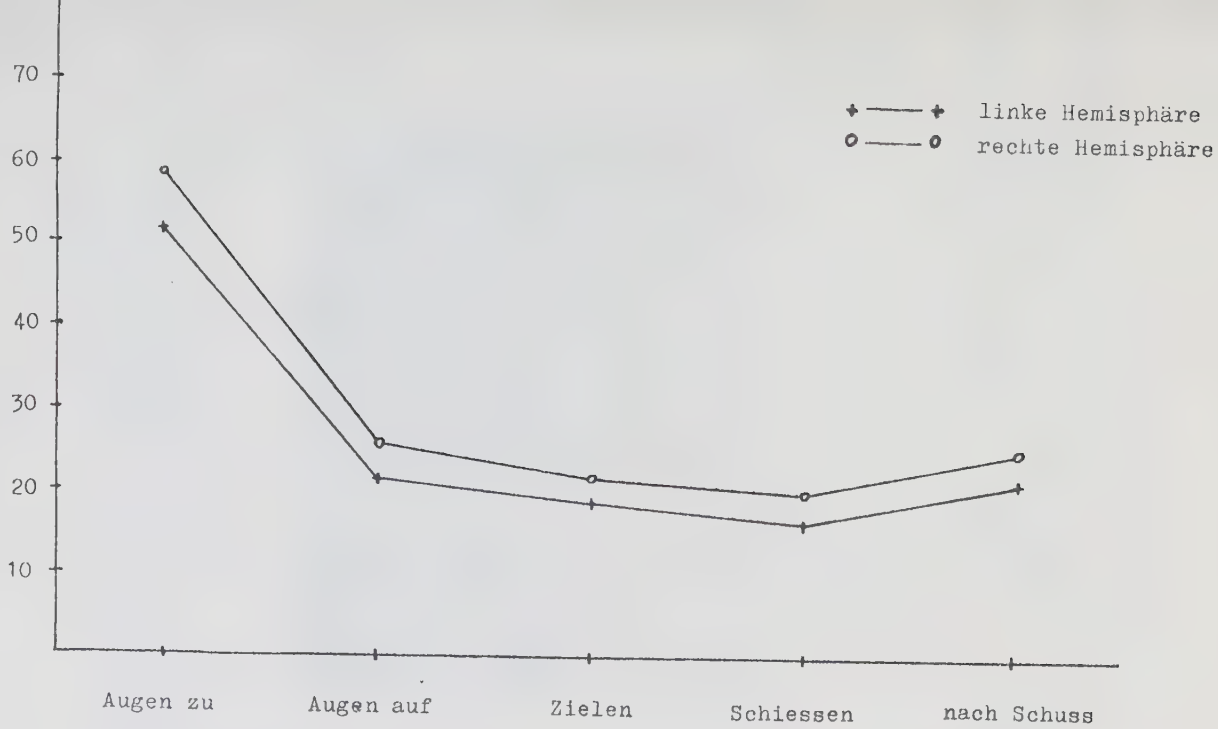


Abb. 8b: Verläufe des prozentualen Alpha-Anteils im EEG über der linken und rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen. (Mittelwertskurven gebildet aus den 3 Gruppen (siehe Tab. 3)).

Beta-Bereich (13,5 bis 32 Hz)

Im Gegensatz zum Alphabereich nimmt die Beta-Aktivität bei allen 14 Versuchspersonen bei der Bedingung "Augen auf" bezogen auf die Bedingung "Augen zu" zu. Dabei stellt man über der linken Hemisphäre bei nahezu allen Probanden eine stärkere Zunahme der Beta-Aktivität fest. Der Anstieg der Beta-Aktivität ist, wie die Abnahme des prozentualen Alpha-Anteils im EEG bei der Bedingung "Augen auf", bei den einzelnen Vpn. verschieden stark ausgeprägt. Bei der Versuchsperson A.B. beträgt die Änderung des prozentualen Beta-Anteils im EEG beim Öffnen der Augen über 40% (der Alpha-Anteil nimmt dabei um 50% ab), während die Zunahme beim Probanden H.G. nur 4% beträgt (sein Alpha-Anteil nimmt dabei um 20% ab).

Bei der Bedingung "Zielen" nimmt bei der Hälfte der 14 Versuchspersonen über der linken Hemisphäre und bei 11 Probanden über der rechten Hirnhälfte die Beta-Aktivität prozentual zu.

Zu einer Zunahme des prozentualen Beta-Anteils des EEG bei der Bedingung "Schießen", bezogen auf das Zielen, kommt es bei 11 Probanden über der linken Hemisphäre und bei 9 über der rechten.

In der Abb. 8 sieht man auf einem Oscillographen typische Beta-Aktivität, die bei einem Probanden (H.G.) während der Bedingung "Schießen" abgeleitet und

registriert wurde. Die obere Kurve stammt von der parieto-occipitalen Ableitung links, die untere aus der Ableitung über der rechten Hemisphäre. Deutlich ist die stärkere Beta-Aktivierung über der linken Hemisphäre zu erkennen.

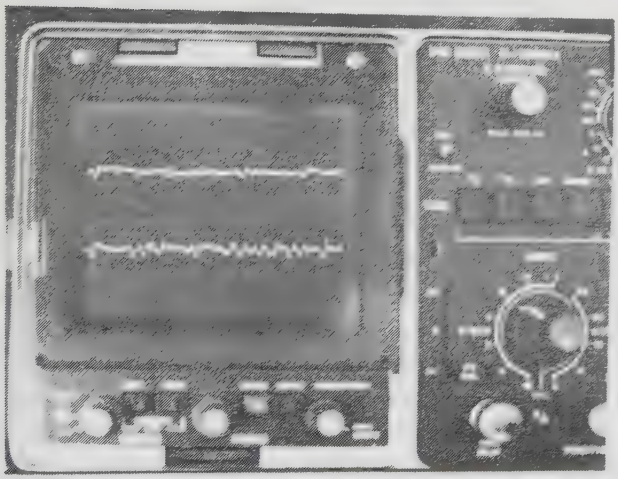


Abb. 8: Beta-Aktivität eines Probanden (H.G.) beim Schießen. Obere Kurve stammt von der parieto-occipitalen Ableitung links, die untere von der rechten

Bis auf zwei Schützen (H.N. und M.R.) nimmt die Beta-Aktivität über der linken Hemisphäre nach der Schußabgabe ab. In der rechten parieto-occipitalen, bipolaren Ableitung kann bei der Bedingung "nach Schuß" nur bei einer Vpn. (H.N.) eine Zunahme registriert werden. Bei allen anderen Versuchspersonen nimmt der prozentuale Beta-Anteil unterschiedlich stark ab.

Zusammenfassend ist zu sagen, daß es bei 8 Vpn. über der linken Hemisphäre und ebenfalls bei 8 Vpn. über der rechten zu einer stetigen Zunahme der Beta-Aktivität in der Reihenfolge der Versuchsbedingungen "Augen zu", "Augen auf", "Zielen" und "Schießen" kommt. Bei diesen Probanden beobachtet man auch nach der Schußabgabe eine Abnahme der Beta-Aktivität. Bei 6 Versuchspersonen (H.S., F.T., H.K., P.D., H.B., C.K.) kann sowohl über der linken als auch über der rechten Hemisphäre diese charakteristische Beta-Aktivitätsveränderung beobachtet werden.
Bei zwei Vpn. (V.K., H.G.) sieht man nur bei der linken parieto-occipitalen Ableitung diese typische Veränderung des prozentualen Beta-Anteils bei den verschiedenen Versuchsbedingungen im EEG. Zwei Vpn. (B.N. und G.B.) zeigen diese Beta-Aktivitätsveränderungen nur über der rechten Hemisphäre.

In den Abbildungen 9, 10 u. 11 sind die Mittelwerte aller EEG-Meßdaten (Beta-Frequenzbereich) während der fünf Versuchsbedingungen dargestellt.

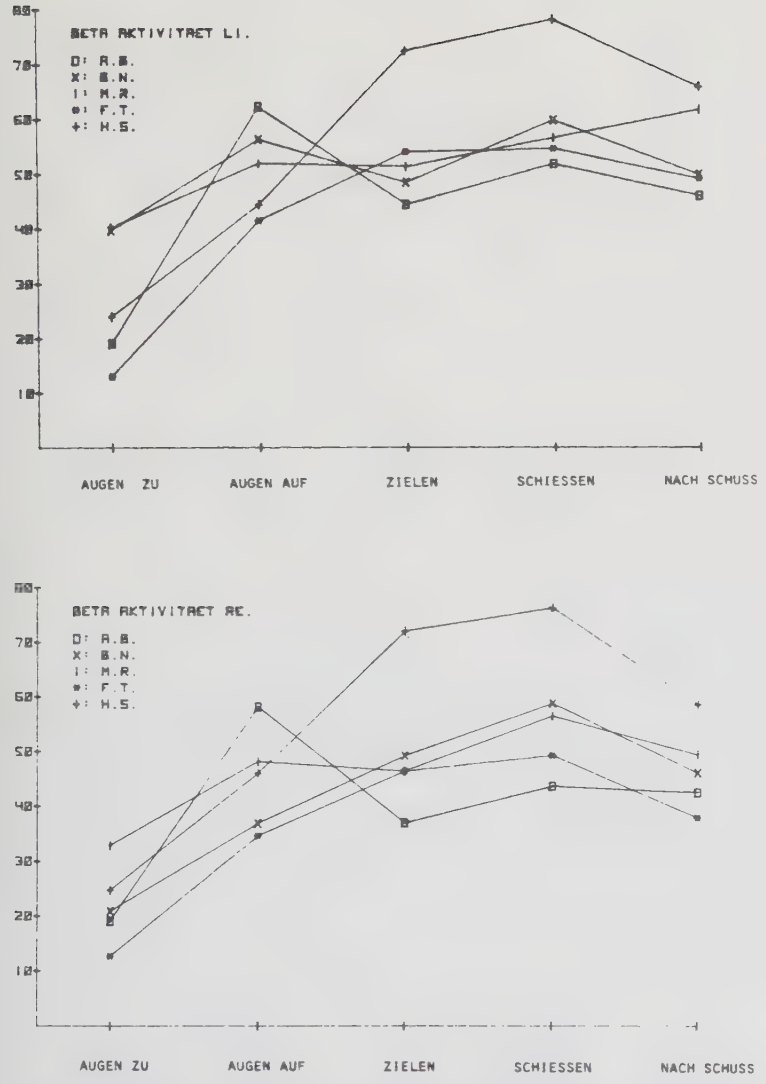
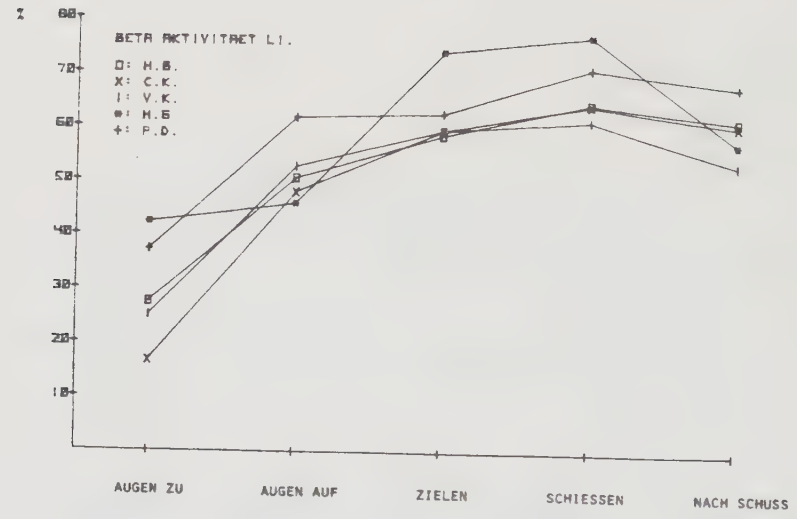


Abb. 9: Verläufe des prozentualen Beta-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 1)



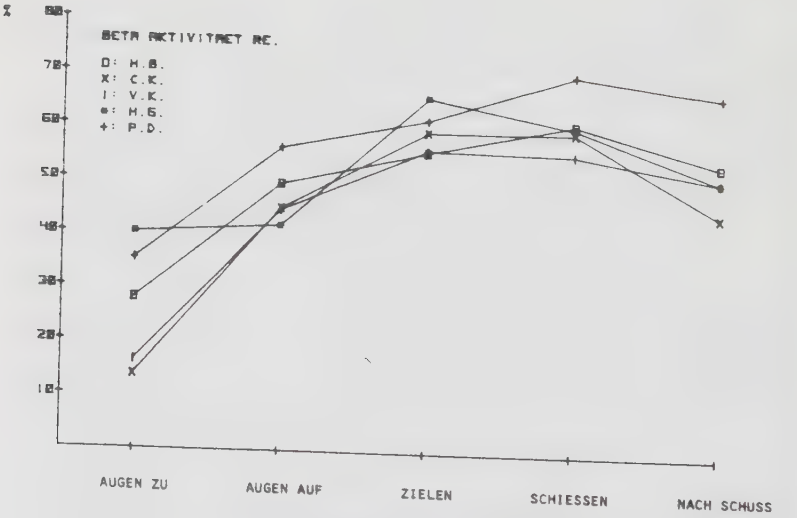
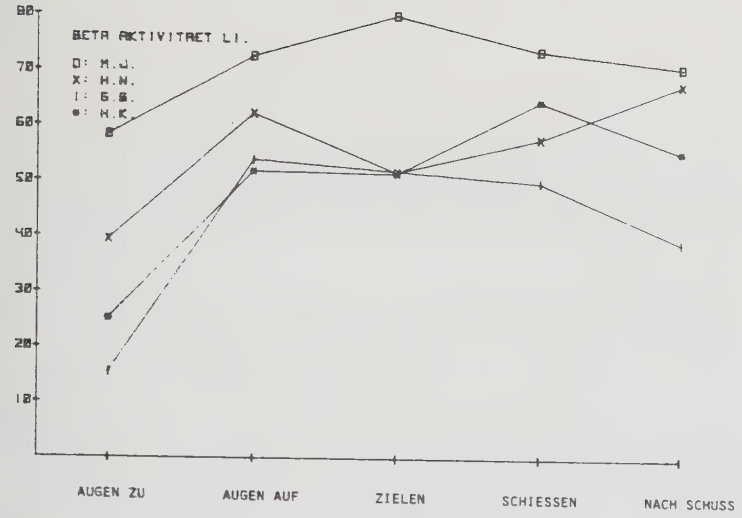


Abb. 10: Verläufe des prozentualen Beta-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 2)



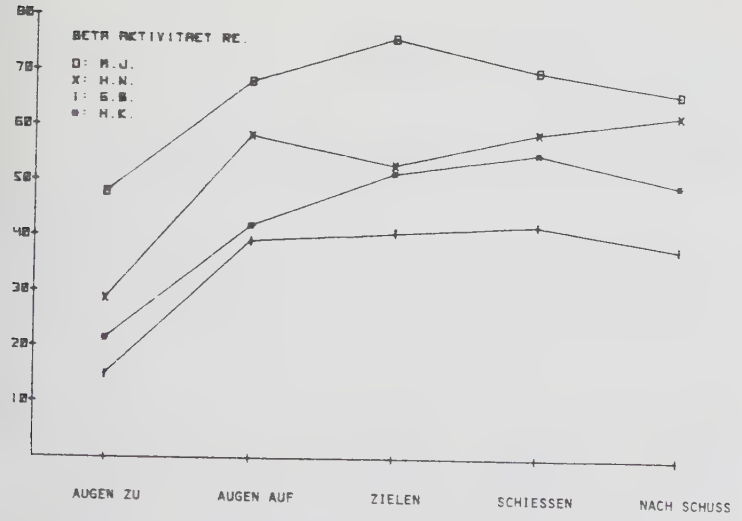


Abb. 11: Verläufe des prozentualen Beta-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 3)

In der Tabelle 4 sind die Mittelwerte mit Standardabweichungen des prozentualen Beta-Anteils im EEG der drei Gruppen zu ersehen; auch ist der Mittelwert des Beta-Anteils aller 14 Versuchspersonen eingetragen.

Deutlich zeigt sich bei allen drei Gruppen die Zunahme des Beta-Anteils nach dem Öffnen der Augen.

Bei den Bedingungen "Zielen" und "Schießen" kommt es zu einer weiteren Zunahme des Beta-Anteils im EEG, wobei die Zunahme nicht so gravierend ist wie beim Vergleich der Bedingungen "Augen zu" und "Augen auf".

Der höchste Beta-Anteil ist bei der Bedingung "Schießen" registriert worden.

Nach dem Schießen kommt es wieder zu einer Abnahme des Beta-Anteils, der auf dem Niveau zwischen den Bedingungen "Augen auf" und "Zielen" liegt.

Klar zu erkennen ist der Unterschied zwischen den Ableitungen über der linken und rechten Hemisphäre. Der Beta-Anteil ist bei allen Bedingungen über der linken Hemisphäre höher als über der rechten.

Interessant bei der Gruppe 3 ist der relativ hohe Beta-Anteil bei den Bedingungen "Augen auf" und "Zielen" im Vergleich mit der Gruppe 1. Dieser hohe Wert ist mit Sicherheit bei den Schützen der Gruppe 3 auf die Erregung vor dem Schießen zurückzuführen, da es bei der Bedingung "Schießen" bei ihnen zu keiner weiteren Zunahme des Beta-Anteils im Vergleich zur Bedingung "Zielen" kommt.

Tabelle 4

Prozentualer Beta-Anteil im EEG

Bedingungen	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Mittelwert
	n = 5	n = 5	n = 4	n = 14
Augen zu				
links	26.8±5.8	29.7±8.8	34.2±16.1	30.2
rechts	21.8±6.3	25.4±8.3	27.7±12.0	24.9
Augen auf				
links	51.4±7.8	52.8±5.5	58.5±13.7	54.2
rechts	44.2±10.6	46.8±5.4	51.7±11.8	47.5
Zielen				
links	55.9±8.7	63.1±5.6	59.2±5.1	59.8
rechts	48.6±9.7	59.2±3.6	54.5±12.3	53.9
Schießen				
links	59.4±10.7	67.1±5.3	59.7±9.7	61.6
rechts	55.8±9.2	61.2±4.9	53.2±10.5	56.3
nach Schuß				
links	53.8±7.0	58.4±6.2	56.1±12.3	55.5
rechts	46.8±7.1	53.1±7.1	52.2±11.9	50.3

$\bar{x}$ aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten
Standardabweichung s aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten

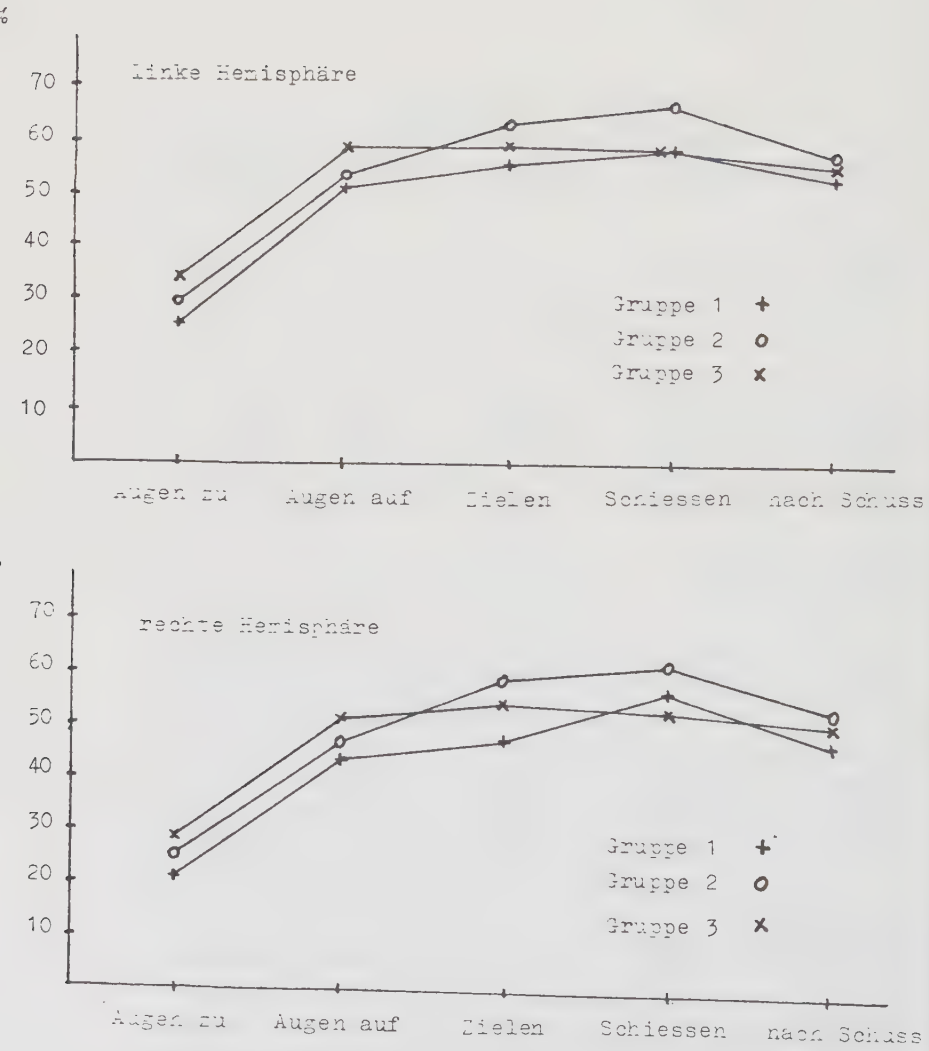


Abb. 17a: Verläufe des prozentualen Beta-Anteils (beta-Gesamt) im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen.
(Mittelwertskurven der einzelnen drei Gruppen (siehe Tab. 4)).

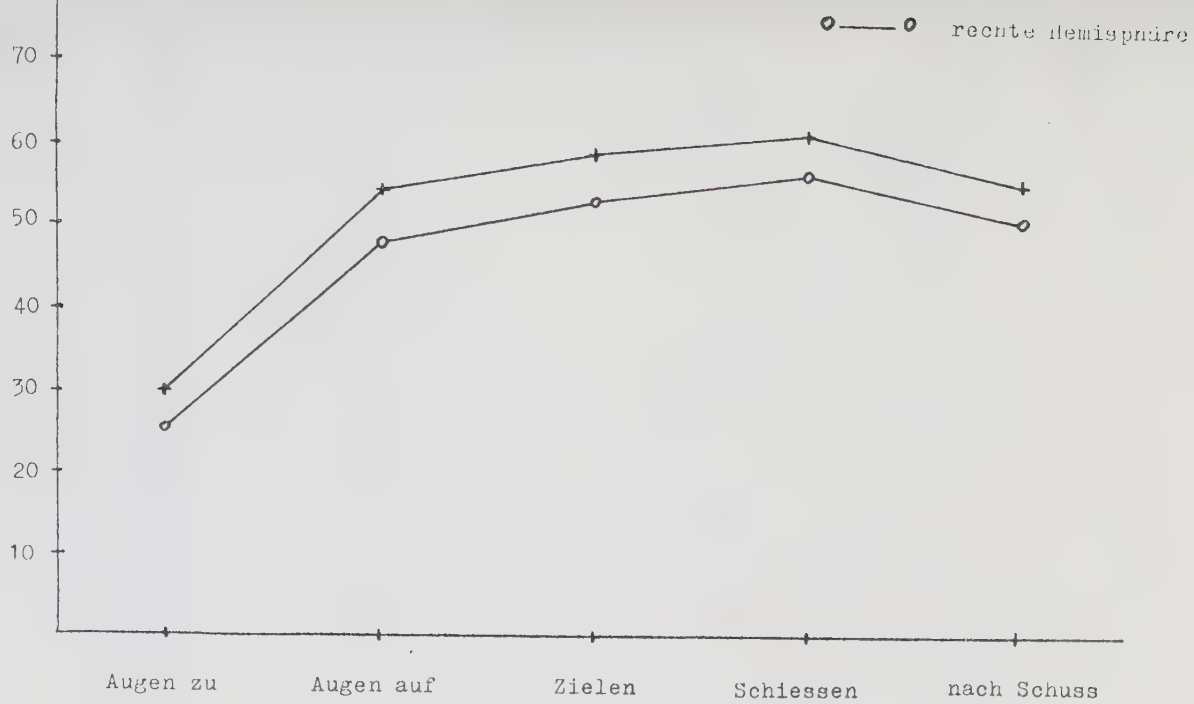


Abb. 11b: Verläufe des prozentualen Beta-Anteils im EEG über der linken und rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen. (Mittelwertskurven gebildet aus den 3 Gruppen (siehe Tab. 4)).

Eine Aufspaltung des Beta-Bandes in den Beta-1- (13,5 bis 17 Hz) und Beta-2-Bereich (17,5 bis 32 Hz) zeigt, daß der Anstieg des prozentualen Beta-Anteils bei den Bedingungen "Augen auf", "Zielen" und "Schießen" hauptsächlich im Beta-2-Bereich erfolgt. Dementsprechend ist die Abnahme der Beta-Aktivität nach der Schußabgabe im Beta-2-Bereich stärker als im Beta-1-Bereich. Die Zunahme der Beta-Aktivität ist im Beta-2-Bereich während der verschiedenen Versuchsbedingungen über der linken Hemisphäre stärker ausgeprägt als über der rechten.
Sie nimmt im Beta-1-Bereich beim Augenöffnen über der linken und rechten Hirnhälfte zu, bleibt aber dann bei allen anderen Bedingungen nahezu konstant.
(Abb. 12, 13, 14, 15, 16 und 17)

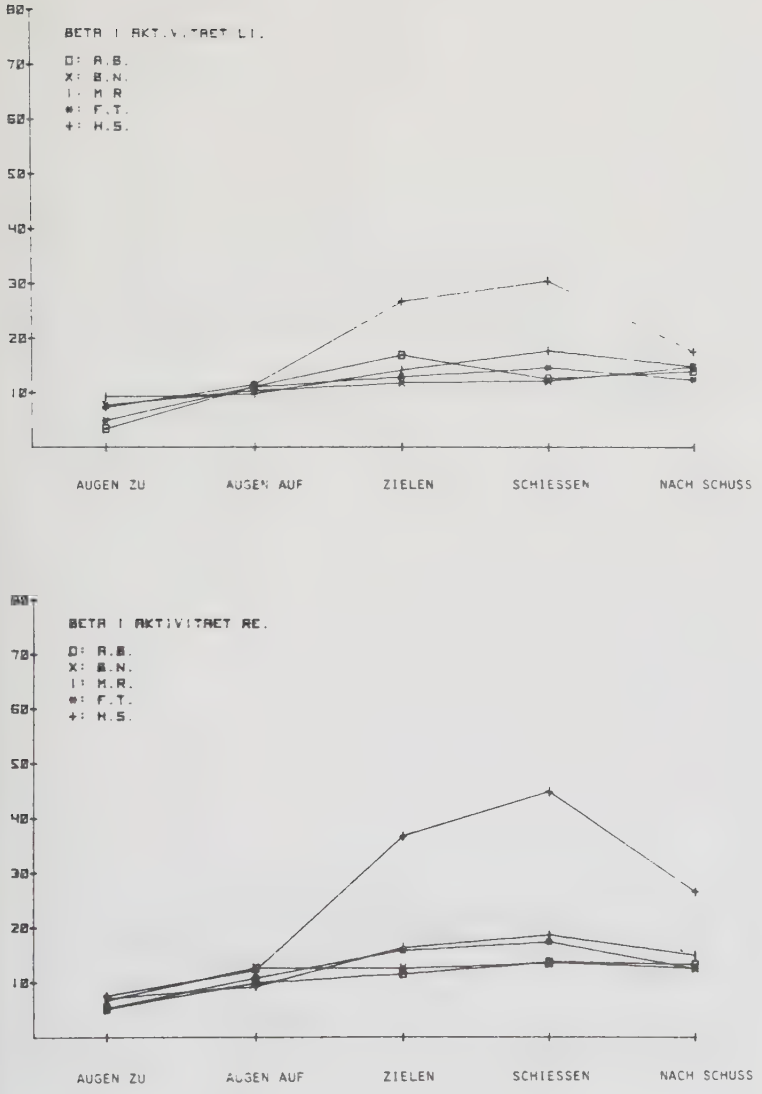
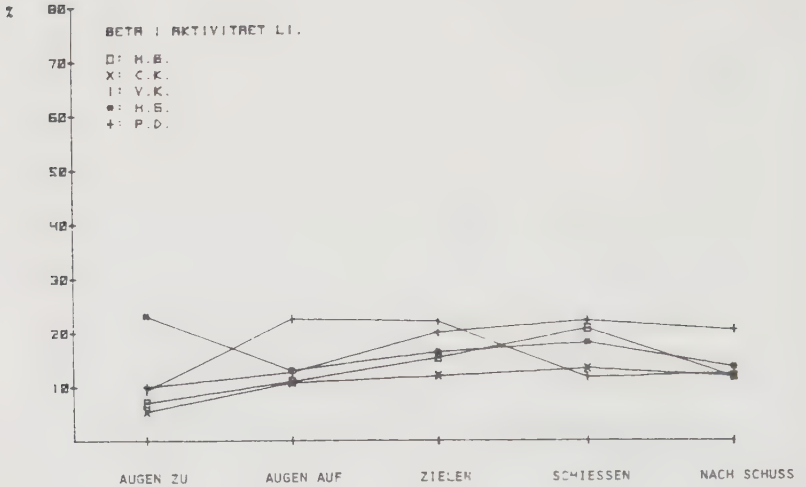


Abb. 12: Verläufe des prozentualen Beta-1-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 1)



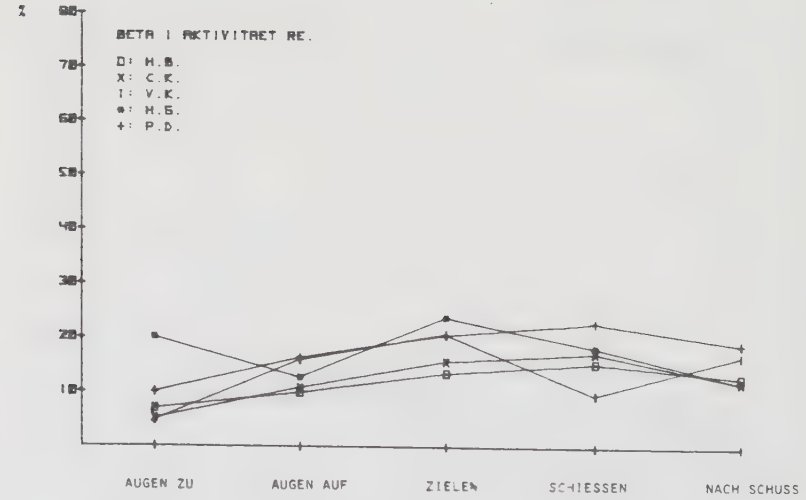
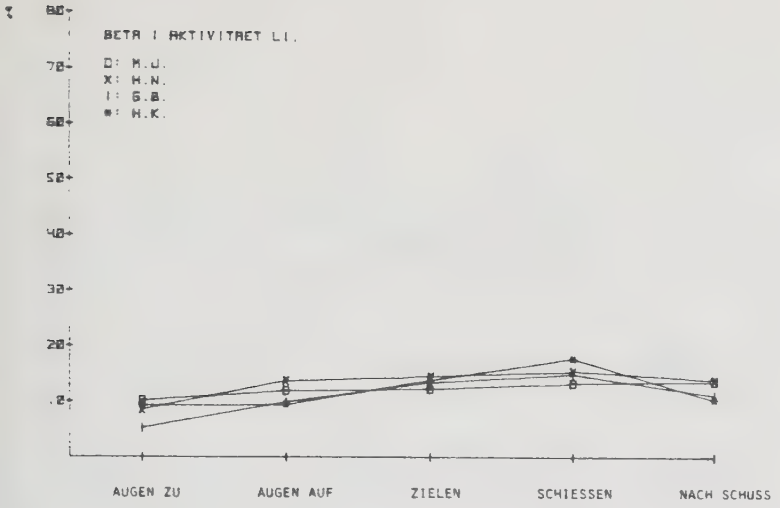


Abb. 13: Verläufe des prozentualen Beta-1-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 2)



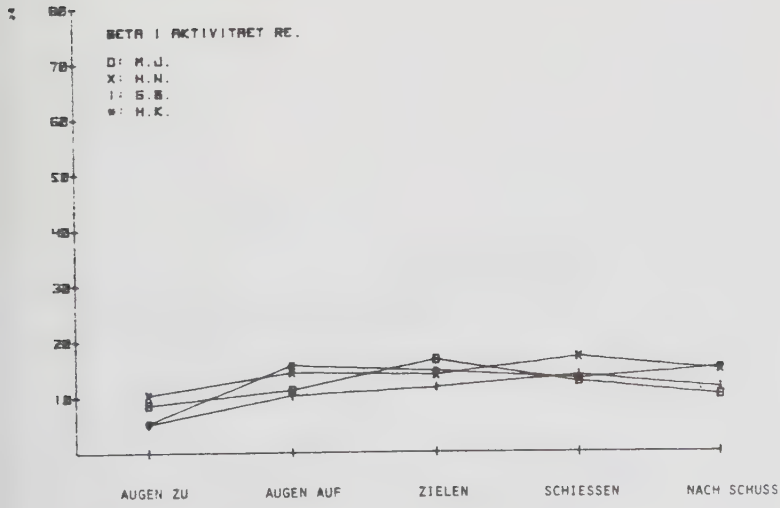
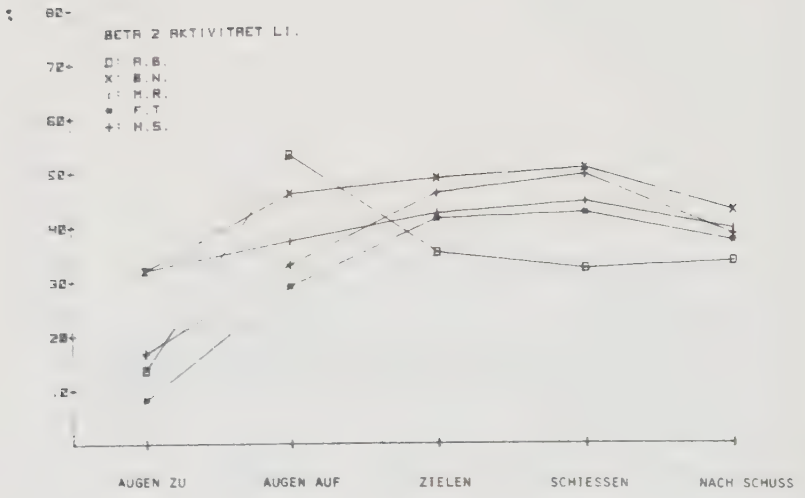


Abb. 14: Verläufe des prozentualen Beta-1-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 3)



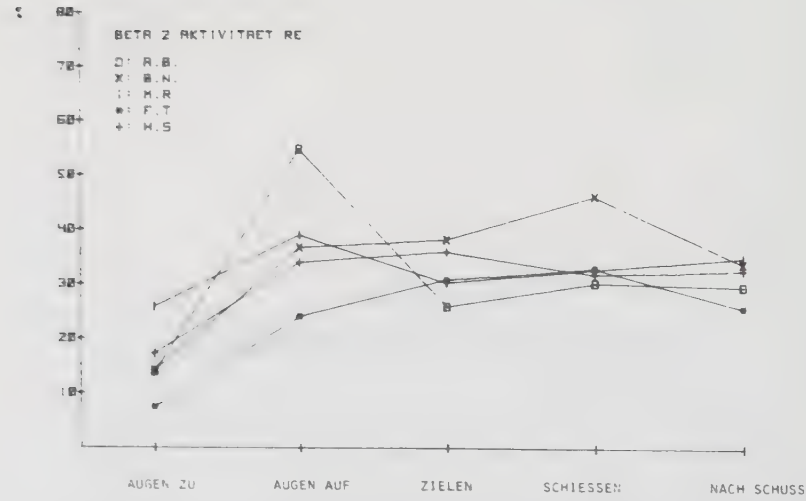
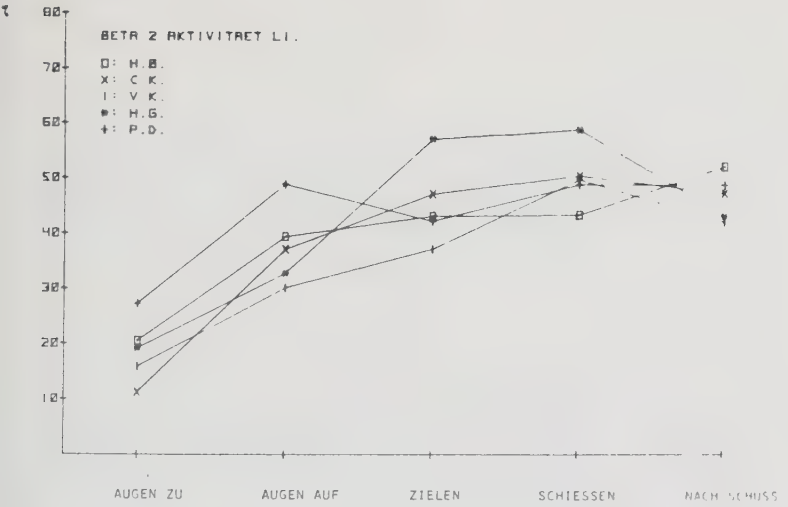


Abb. 15: Verläufe des prozentualen Beta-2-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 1)



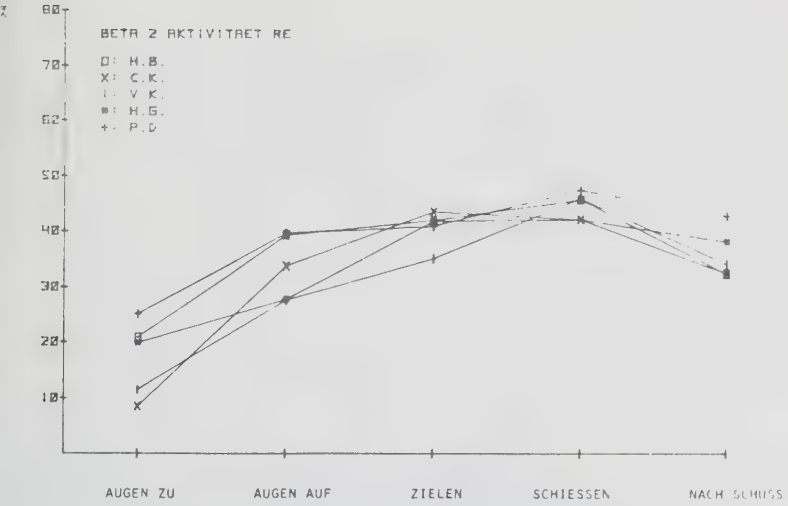
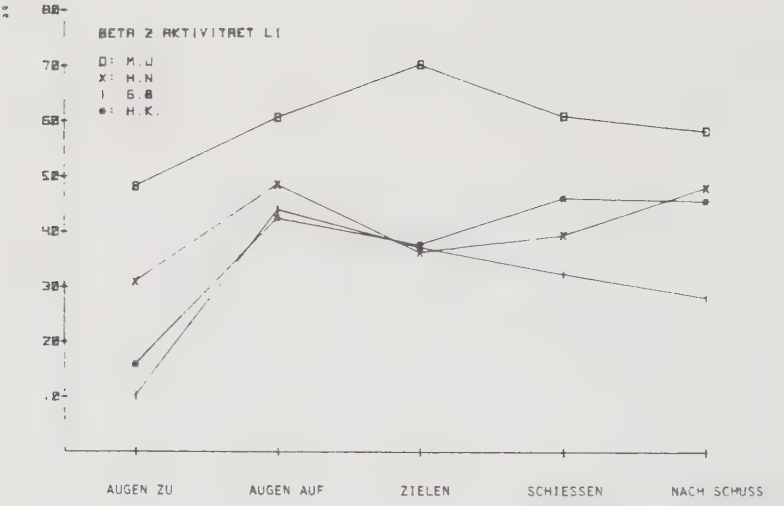


Abb. 16: Verläufe des prozentualen Beta-2-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 2)



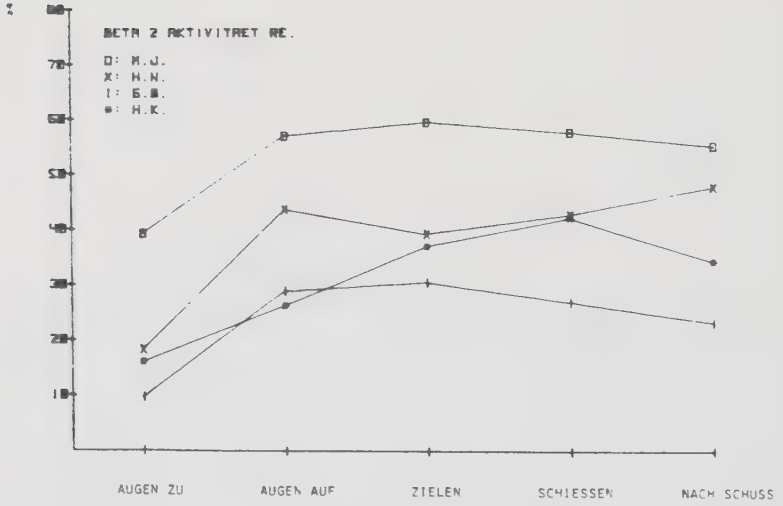


Abb. 17: Verläufe des prozentualen Beta-2-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 3)

In den Tabellen 5 und 6 sind die Mittelwerte mit Standardabweichungen der prozentualen Beta-1- und Beta-2-Anteile im EEG der drei Gruppen zu ersehen; auch ist der Mittelwert der Beta-1- und Beta-2-Anteile aller 14 Versuchspersonen eingetragen.

Beim Vergleich der Mittelwerte der Beta-1- und Beta-2-Anteile im EEG aller 14 Probanden zeigt sich, daß der Hauptanteil der Beta-Aktivität im höheren Frequenzbereich liegt.

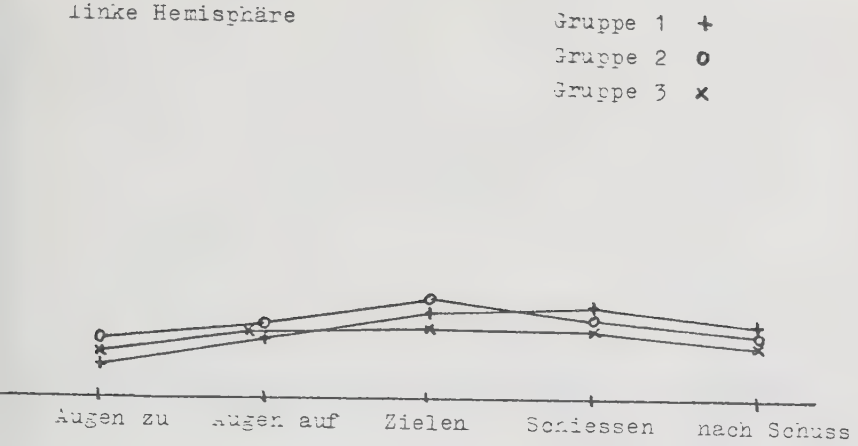
Während es im Beta-1-Bereich bei den verschiedenen Bedingungen nur zu geringfügigen Veränderungen kommt, sind die Verschiebungen im prozentualen Beta-2-Anteil deutlicher ausgeprägt.

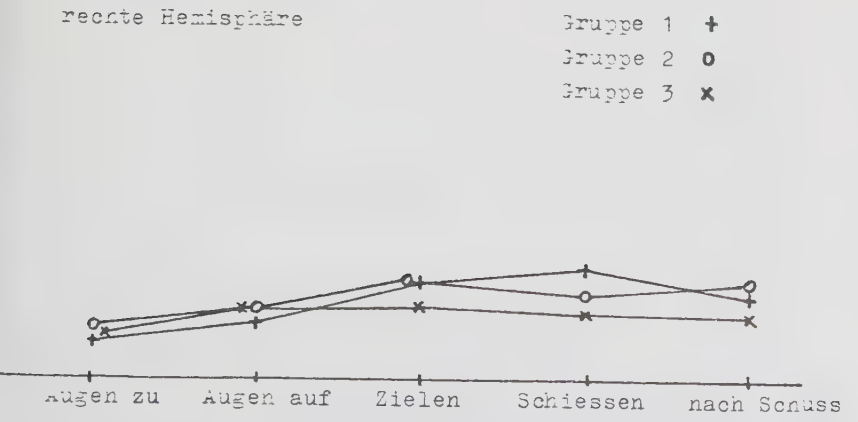
Im Beta-1-Bereich sind im Gegensatz zum Beta-2-Bereich keine Unterschiede zwischen den Ableitungen über der linken und rechten Hemisphäre zu erkennen.

Prozentualer Beta-1-Anteil im EEG

Bedingungen	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Mittelwert
	n = 5	n = 5	n = 4	n = 14
Augen zu				
links	6.6±1.4	10.6±6.3	8.0±1.8	8.4
rechts	6.2±1.1	9.2±5.7	7.2±2.3	7.3
Augen auf				
links	10.4±0.8	13.6±4.3	11.2±1.9	11.3
rechts	10.6±1.0	12.8±2.7	12.7±1.9	12.1
Zielen				
links	16.0±5.5	17.0±3.5	13.9±1.1	15.6
rechts	18.0±9.1	18.2±3.6	14.1±1.7	16.7
Schießen				
links	17.4±6.5	16.8±4.1	15.7±2.1	16.6
rechts	21.0±11.6	16.2±4.3	13.7±1.2	17.1
nach Schuß				
links	14.9±1.8	13.6±3.3	12.2±1.7	16.3
rechts	15.8±5.1	17.2±4.3	13.3±1.6	15.3

$\bar{x}$ aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten
Standardabweichung s aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten





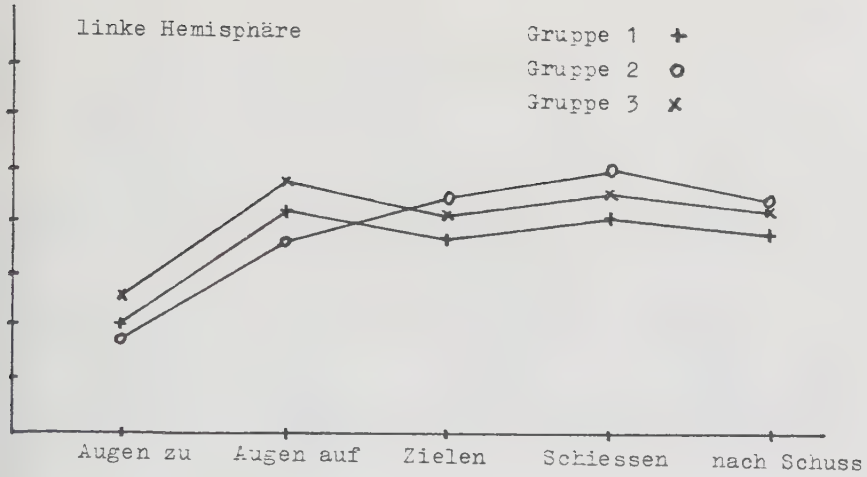
17a: Verläufe des prozentualen Beta-1-Anteils im EEG über der linken und rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen. (Mittelwertskurven der einzelnen drei Gruppen (siehe Tab. 5)).

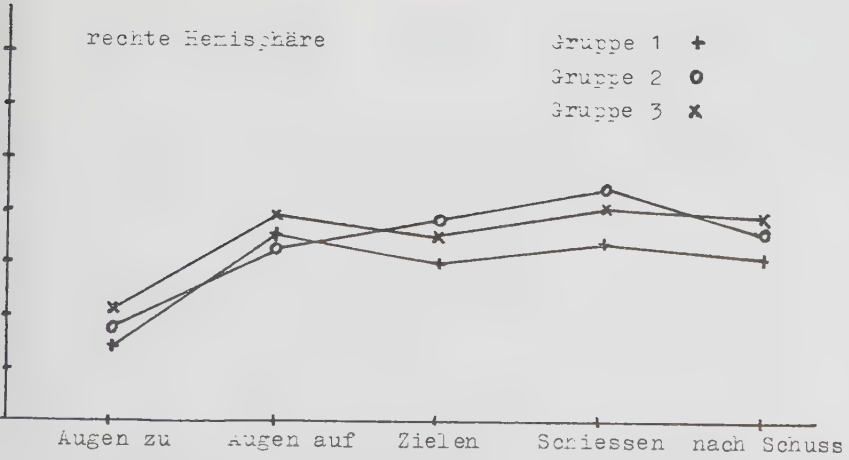
Tabelle 6

Prozentualer Beta-2-Anteil im EEG

Bedingungen	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Mittelwer
	n = 5	n = 5	n = 4	n = 14
Augen zu				
links	20.4 ± 9.5	18.6±5.2	26.3±14.7	21.6
rechts	15.4 ± 5.8	17.1±6.4	20.7±11.1	17.3
Augen auf				
links	40.4 ± 8.8	36.2±6.1	48.2 ± 7.1	42.0
rechts	35.0±11.1	33.1±5.3	38.2±12.1	36.1
Zielen				
links	38.8 ± 3.7	45.2±6.7	43.2 ± 5.2	44.2
rechts	31.2 ± 3.9	39.2±2.7	37.7 ± 7.3	36.0
Schießen				
links	42.1 ± 5.4	50.2±4.8	45.2±10.3	46.6
rechts	34.1 ± 5.5	44.2±1.9	40.7±11.3	39.3
nach Schuß				
links	39.2 ± 6.1	44.6±3.7	44.2 ± 9.8	41.3
rechts	30.6 ± 3.2	35.6±3.8	37.0 ± 8.0	34.3

$\bar{x}$ aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten
Standardabweichung s aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten





. 17b: Verläufe des prozentualen Beta-2-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen. (Mittelwertskurven der einzelnen drei Gruppen (siehe Tab. 6)).

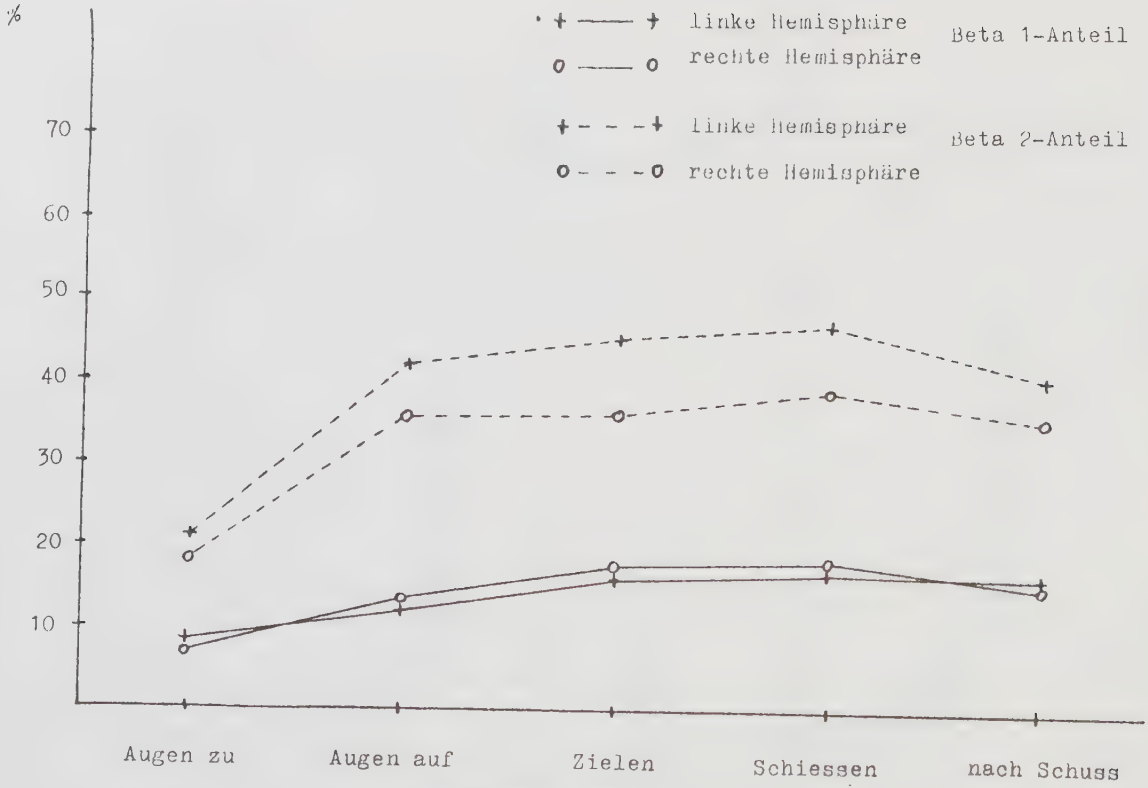


Abb. 17c: Verläufe des prozentualen Beta 1- und Beta 2-Anteils im EEG über der linken und rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen. (Mittelwertskurven gebildet aus den 3 Gruppen (siehe Tab. 5 u. 6)).

Theta-Bereich (4 bis 7 Hz)

Bei 11 von 14 Versuchspersonen kommt es bei der Bedingung "Augen auf" bezogen auf die Bedingung "Augen zu" zu einer Zunahme des prozentualen Theta-Anteils über der linken Hemisphäre. Bei zwei Probanden (G.B. u. M.J.) nimmt der Theta-Anteil ab, bei einem (M.R.) bleibt er gleich. Über der rechten Hemisphäre kommt es bei 13 Vpn. zu einer Zunahme der Theta-Aktivität. Nur bei einem Probanden (M.R.) ist eine Abnahme festzustellen.

Bei der Hälfte der Probanden ist beim Zielen über der linken Hemisphäre eine Abnahme der prozentualen Theta-Aktivität zu beobachten. Bei den übrigen 7 Versuchspersonen steigt die Theta-Aktivität an. Über der rechten Hemisphäre ist bei 11 Versuchspersonen eine Abnahme bei der Bedingung "Zielen" zu erkennen. Bei den restlichen 3 Vpn. nimmt der prozentuale Theta-Anteil im EEG zu.

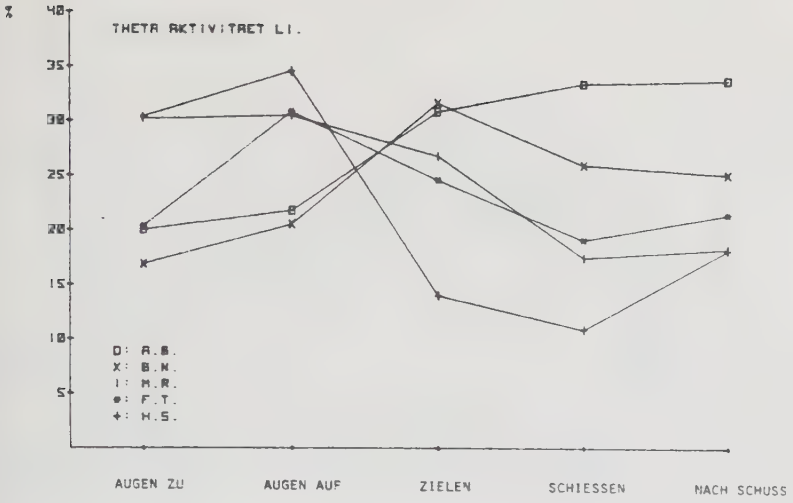
Eine weitere Theta-Aktivitätsabnahme über beiden Hemisphären sieht man bei 11 Versuchspersonen bei der Bedingung "Schießen".

Dagegen nimmt bei 10 Vpn. über der linken und bei 12 Vpn. über der rechten Hemisphäre die Theta-Aktivität nach Schußabgabe zu.

Zusammenfassend ist zu sagen, daß die Veränderungen des prozentualen Theta-Anteils im EEG der einzelnen Versuchspersonen nicht so einheitlich bei den verschiedenen Versuchsbedingungen erfolgen, wie die Anteilsverschiebungen im Alpha- und Beta-Frequenzbereich.

Bei aufgeregten Probanden (z.Beispiel A.B.) kommt es beim Zielen und Schießen zu einer Zunahme der Theta-Aktivität, die sowohl über der linken als auch über der rechten Hemisphäre gleichermaßen zu sehen ist und im Zusammenhang steht mit einer Zunahme der Pulsfrequenz.

Die Abbildungen 18, 19 und 20 enthalten eine Zusammenstellung aller EEG-Daten im Theta-Bereich.



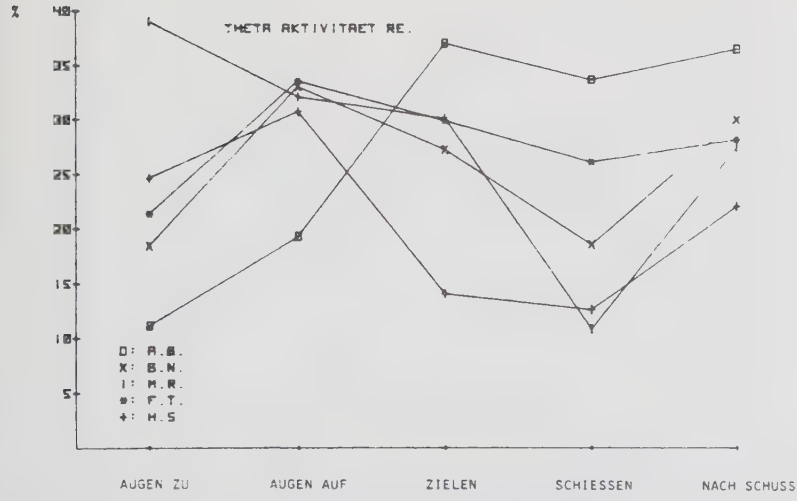
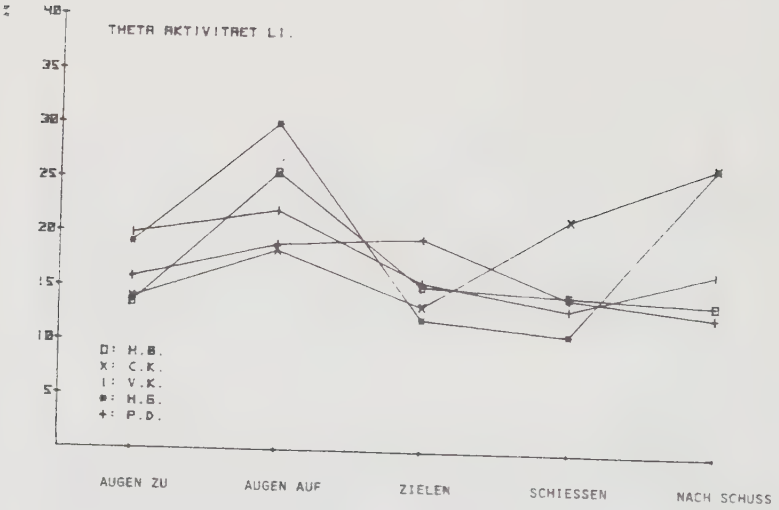


Abb. 18: Verläufe des prozentualen Theta-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 1)



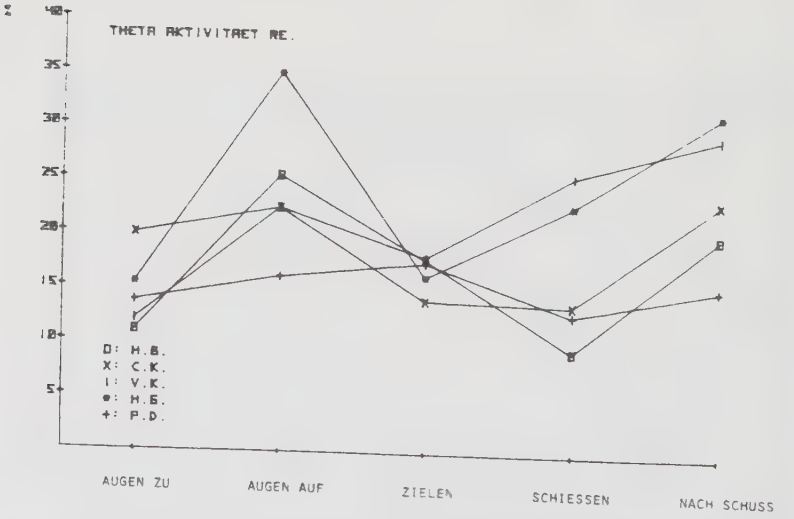
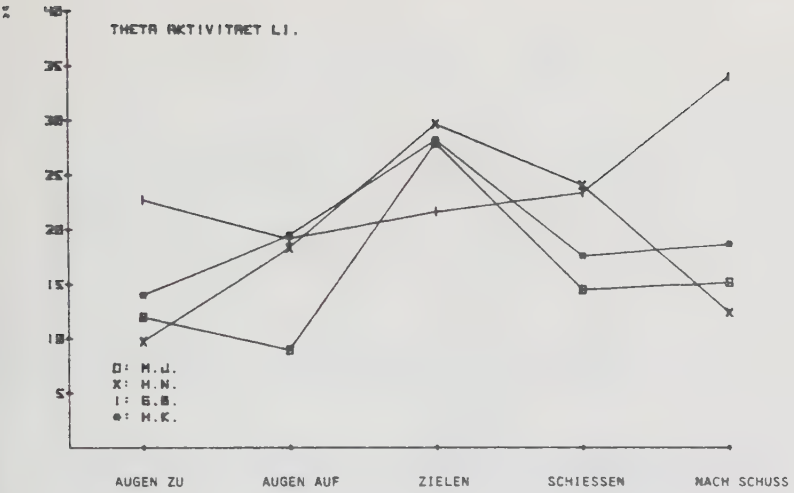


Abb. 19: Verläufe des prozentualen Theta-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 2)



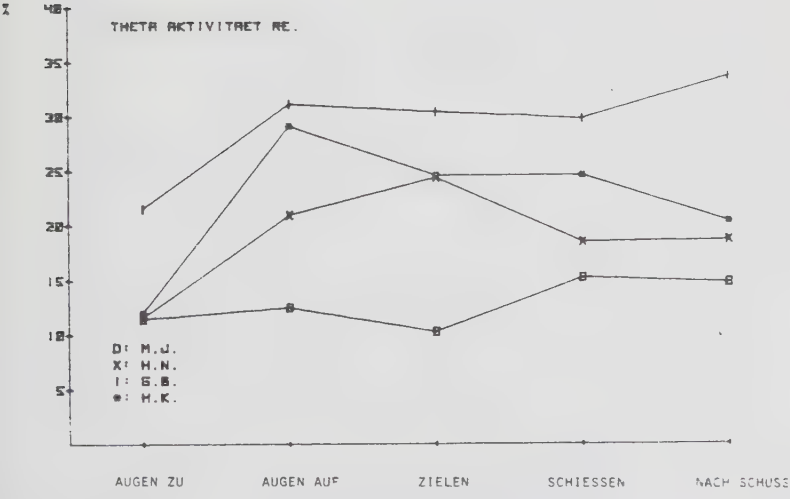


Abb. 20: Verläufe des prozentualen Theta-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 3)

In der Tabelle 7 sind die Mittelwerte mit Standardabweichungen des prozentualen Theta-Anteils im EEG der drei Gruppen bei den verschiedenen Versuchsbedingungen zu ersehen; auch ist der Mittelwert des Theta-Anteils aller 14 Versuchspersonen eingetragen.

Die Werte in der Tabelle weisen keine charakteristische Veränderungen bei den verschiedenen Versuchsbedingungen auf.

Den niedrigsten Theta-Anteil findet man sowohl bei der Bedingung "Augen zu" als auch bei der Bedingung "Schießen".

Beim Vergleich der linken und rechten Hemisphäre sind keine Unterschiede zu erkennen.

Tabelle 7

Prozentualer Theta-Anteil im EEG

Bedingungen	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Mittelwert
	n = 5	n = 5	n = 4	n = 14
Augen zu				
links	23.4±5.9	16.2±2.5	13.8±5.7	17.6
rechts	22.6±9.2	14.2±3.3	14.0±4.0	16.6
Augen auf				
links	27.5±5.2	22.8±4.3	16.2±4.7	22.0
rechts	29.7±5.4	24.1±5.8	23.5±7.1	26.1
Zielen				
links	25.2±6.2	15.0±2.2	26.7±2.7	22.0
rechts	29.0±9.5	16.4±1.3	22.7±7.0	22.8
Schießen				
links	22.3±8.0	14.6±3.3	20.2±3.8	18.8
rechts	20.2±8.7	17.1±6.2	22.1±5.2	19.6
nach Schuß				
links	23.2±5.6	19.2±5.7	19.7±8.4	20.5
rechts	28.8±4.5	23.6±5.8	24.0±7.7	25.3

$\bar{x}$ aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten
Standardabweichung s aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten

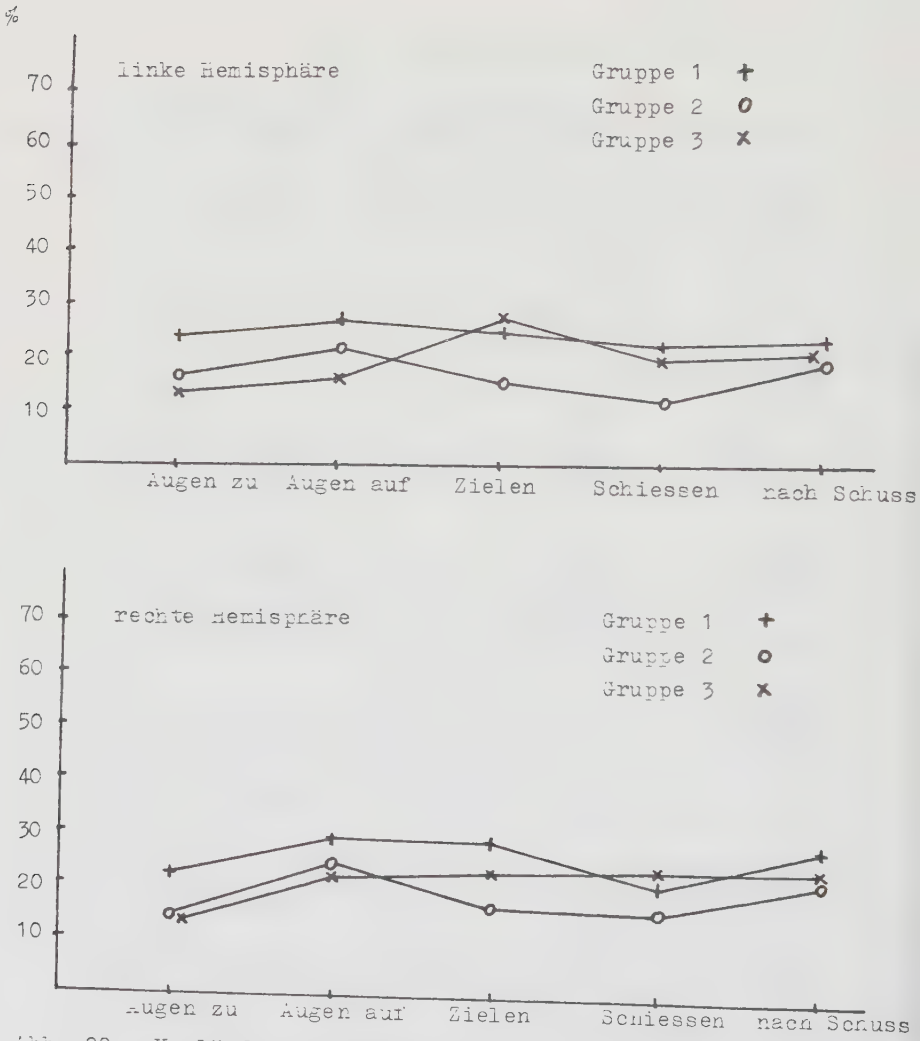


Abb. 20a: Verläufe des prozentualen Theta-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedene Versuchsbedingungen. (Mittelwertskurven der einzelnen drei Gruppen (siehe Tab. 7)).

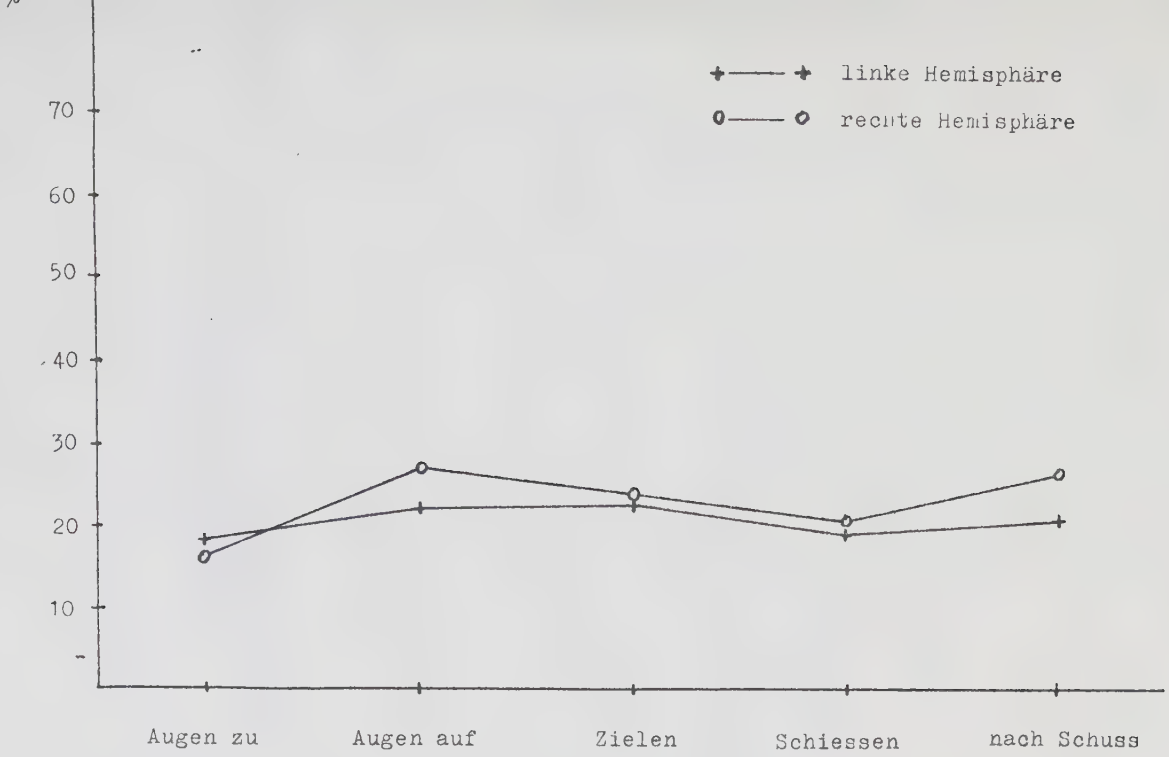


Abb. 20b: Verläufe des prozentualen Theta-Anteils im EEG über der linken und rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen. (Mittelwertskurven gebildet aus den 3 Gruppen (siehe Tab. 7)).

Abb. 21 zeigt den Vergleich der prozentualen Anteile im Alpha-, Beta- und Theta-Bereich des EEG zweier Schützen bei den Bedingungen "Augen zu", "Augen auf" und "Schießen".

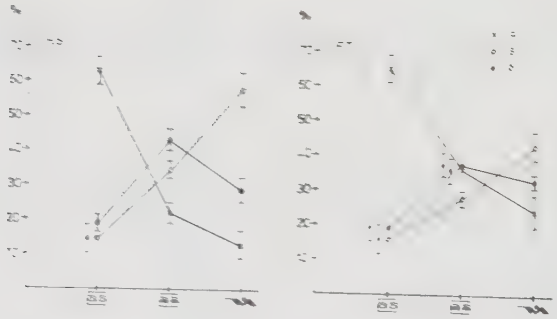


Abb. 21: EEG-Vergleich zweier Schützen (k.S.=konstant guter Schütze; F.I.= schlechter Schütze mit instabilen Schießergebnissen)
aus: MICKEL, E., 1981

Beide (Moderne Fünfkämpfer) sind nahezu gleich alt (19 bzw. 20 Jahre), haben gleich lange Schießerfahrungen mit Schnellfeuerpistolen und absolvieren vom Trainingsaufwand und -inhalt her das gleiche Training. Der eine Schütze (H.S.) ist ein guter Schütze mit besten Schießresultaten im Junioren- und Seniorenbereich. Der andere (F.T.) ist ein schlechter Schütze mit stark schwankenden Schießergebnissen. Bei der Bedingung "Augen zu" sind die EEG bei den zwei Probanden fast identisch (hoher Alpha-Anteil, niedriger Beta- bzw. Theta-Anteil). Schon bei "Augen auf" zeigen sich Unterschiede beim Vergleich beider EEG. Der Abfall des prozentualen Alpha-Anteils bei der zweiten Versuchsbedingung ist bei dem guten Schützen weitaus stärker als bei dem schlechten.

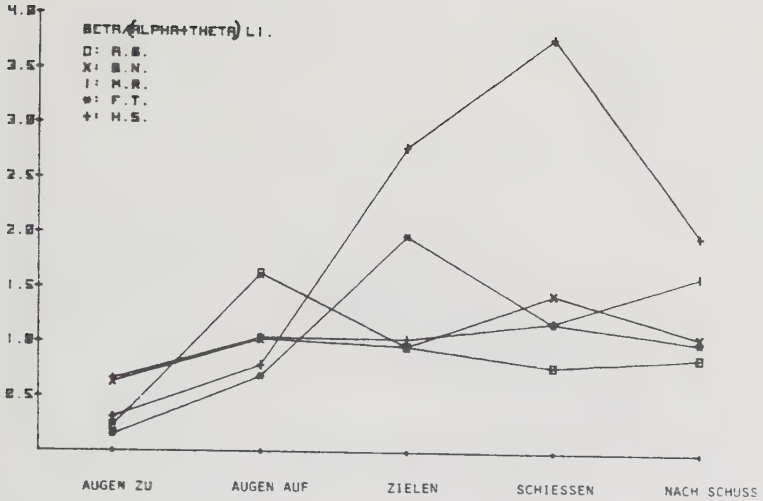
Beim Vergleich der beiden Beta-Bänder fällt auf, daß der Anstieg der prozentualen Beta-Aktivität bei der Bedingung "Augen auf" beim guten Schützen stärker ist als bei dem leistungsschwächeren.

Am meisten unterscheiden sich die EEG der Probanden bei der Bedingung "Schießen". Hier ist der prozentuale Anteil der Alpha-Aktivität beim guten Schützen weitaus geringer als bei dem leistungsschwächeren. Der Beta-Anteil hingegen ist größer.

Viele Autoren sind der Meinung, daß der Quotient Beta/(Alpha Theta) eine Aussage über die Vigilanz von Personen erlaubt. Das heißt je größer der Wert ist, desto aufmerksamer und konzentrierter ist die Person.

Bei meinen Untersuchungen ist bei der Bedingung "Augen zu" bei allen Vpn. dieser Wert am kleinsten. Das Öffnen der Augen führt bei allen zu einer Zunahme des Quotienten Es ist jedoch meiner Meinung nach voreilig, den Anstieg des Quotientenwertes gleichzusetzen mit dem Ansteigen der Vigilanz, da einige vor und beim Schießen sehr aufgeregte Schützen (A.B., M.J., H.K., F.T.) bei dieser Bedingung ("Augen auf") oder auch bei der Bedingung "Zielen über beiden Hemisphären schon hohe Werte erreichen. Das Ansteigen dieser Werte wird bei ihnen mit Sicherheit neben der Zunahme der Konzentration hauptsächlich durch ihre psychische Belastung vor dem Schießen bedingt sein. Andere, sehr ruhige Probanden (H.S., B.K., P.D., H.G., H.K.), besitzen erst beim Schießen den höchsten Quotientenwert. Festzuhalten ist hierbei, daß die genannten 5 Vp jeweils auch die besten Schützen in ihren Gruppen sind. Es scheint eine Beziehung zwischen der Aufmerksamkeit und Konzentrationsfähigkeit eines Schützen und der Schießleistung zu geben.

Bei der Bestimmung der Vigilanz aus dem Quotienten Beta/(Alpha Theta) muß der Typ des Probanden bekannt sein, da Erregung ebenfalls zu einer Zunahme der Beta- und Abnahme der Alpha-Aktivität führt. Dadurch wird ebenfalls ein hoher Quotientenwert erreicht, der nichts mit Aufmerksamkeit und Konzentration zu tun hat. Die Änderungen des Quotienten bei den verschiedenen Versuchsbedingungen sind den Abbildungen 22, 23 und 24 zu entnehmen.



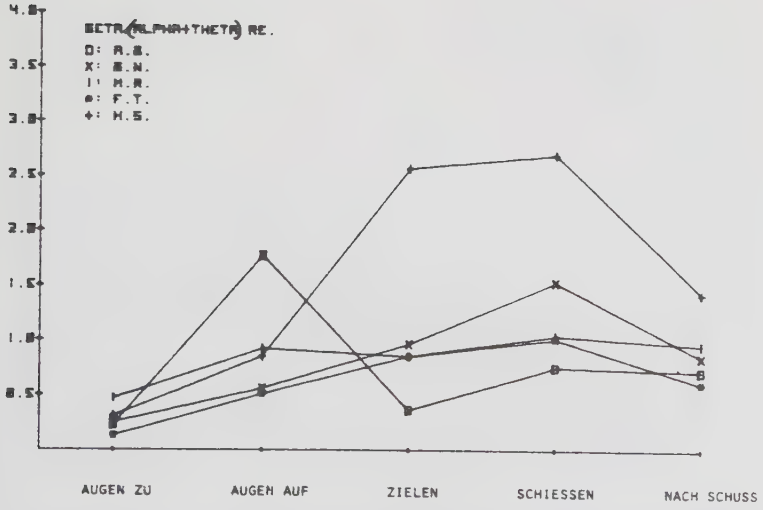


Abb. 22: Verläufe des prozentualen Beta/(Alpha+Theta)-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 1)

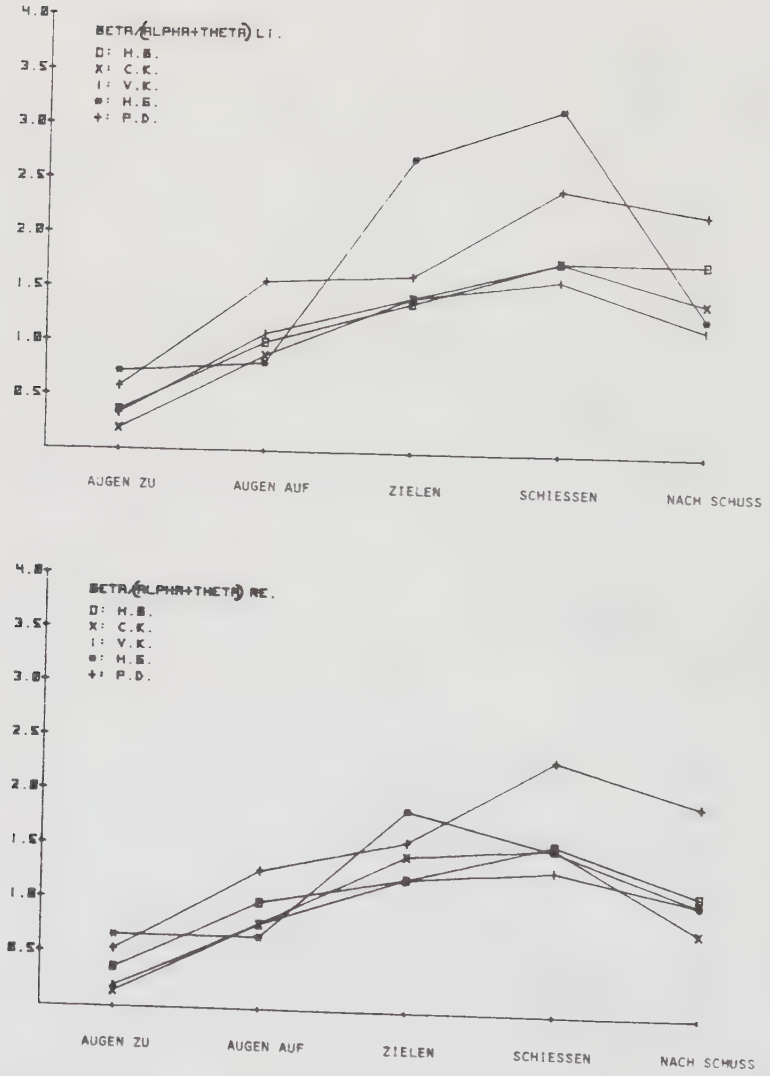
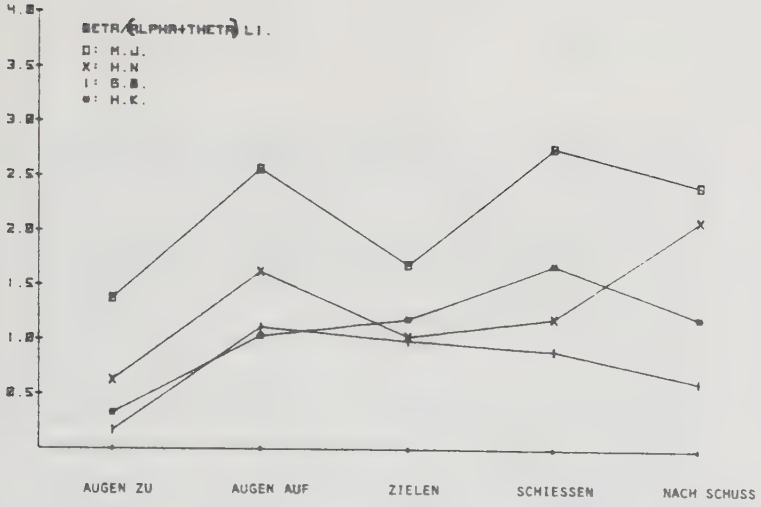


Abb. 23: Verläufe des prozentualen Beta/(Alpha+Theta)-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 2)



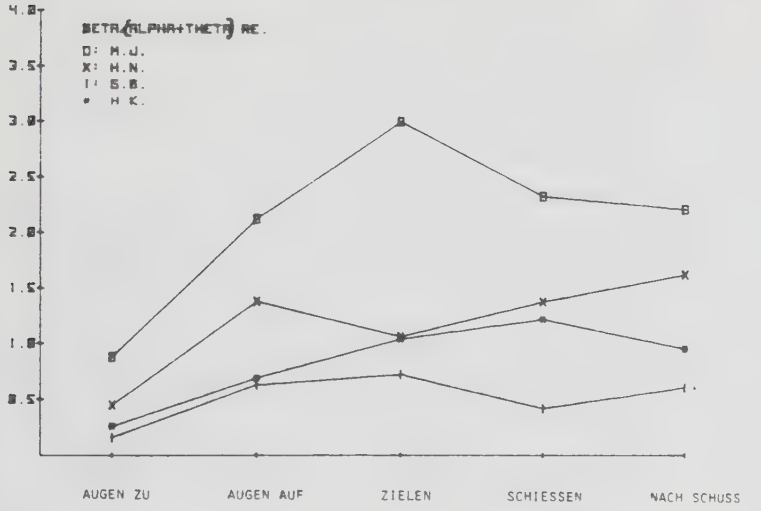


Abb. 24: Verläufe des prozentualen Beta/(Alpha+Theta)-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen (Gruppe 3)

In der Tabelle 8 sind die Mittelwerte mit Standardabweichungen des prozentualen Beta/(Alpha + Theta)-Anteils im EEG der drei Gruppen bei den verschiedenen Versuchsbedingungen zu ersehen; auch ist der Mittelwert des Beta/(Alpha + Theta)-Anteils aller 14 Versuchspersonen eingetragen.

Dieser Quotient, der eine Aussage über die Vigilanz der Versuchsperson macht, ist bei der Bedingung "Schießen" am größten. Bei der Bewertung dieser Größe muß jedoch darauf geachtet werden, wodurch der hohe Quotientenwert hervorgerufen wird. Handelt es sich um einen durch Erregung (ausgeprägte Beta-Aktivität u. gesteigerte Herzfrequenz) bedingten hohen Quotientenwert, so darf man in diesem Fall nicht von einer starken Konzentrationsfähigkeit der Person sprechen, eher von einem nervösen für das Schießen ungeeigneten Menschen.

Aus den ermittelten Quotientenwerten läßt sich ableiten, daß beim Vergleich aller Bedingungen bei der Schußabgabe die Konzentration der Schützen am stärksten ist.

Nach der Schußabgabe läßt die Konzentration nach und erreicht Werte, die zwischen den Bedingungen "Augen auf" und "Zielen" liegen.

Tabelle 8

tient aus prozentualem Beta/(Alpha- + Theta)-Anteil

Bedingungen	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Mittelwert
	n = 5	n = 5	n = 4	n = 14
Augen zu				
links	0.4±0.2	0.4±0.1	0.5±0.2	0.5
rechts	0.3±0.1	0.2±0.1	0.3±0.1	0.3
Augen auf				
links	1.1±0.3	1.0±0.2	1.5±0.6	1.2
rechts	0.9±0.3	0.9±0.1	1.2±0.4	1.0
Zielen				
links	1.3±0.6	1.7±0.4	1.6±0.3	1.6
rechts	1.1±0.6	1.4±0.2	1.5±0.6	1.3
Schießen				
links	1.7±0.9	2.1±0.6	1.7±0.5	1.9
rechts	1.4±0.8	1.6±0.3	1.5±0.5	1.5
nach Schuß				
links	1.3±0.3	1.6±0.4	1.6±0.5	1.5
rechts	0.9±0.2	1.2±0.3	1.3±0.6	1.1

1 $\bar{x}$ aus 5 bzw. 4 Probandenmittelwerten
Standardabweichung s aus 5 bzw. 4
Probandenmittelwerten.

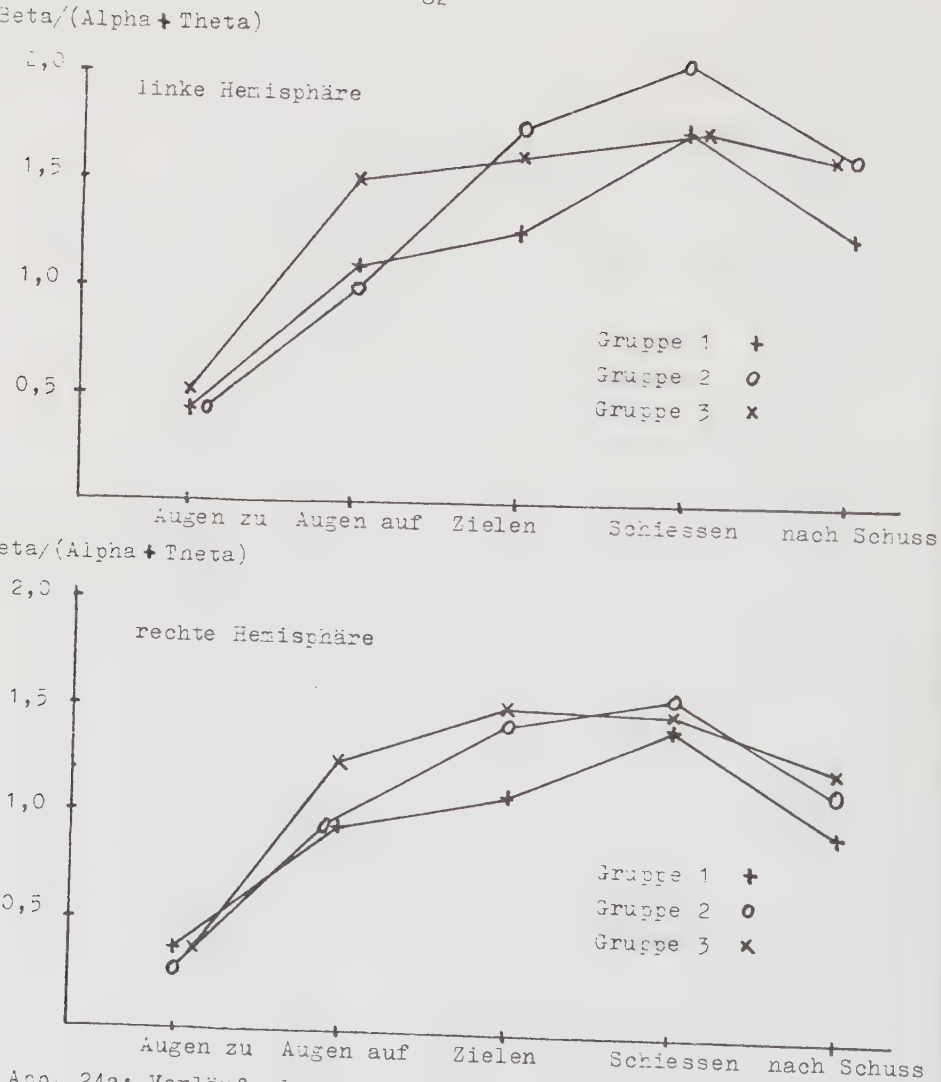


Abb. 24a: Verläufe des prozentualen Beta/(Alpha+Theta)-Anteils im EEG über der linken bzw. rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen. (Mittelwertskurven der einzelnen drei Gruppen (siehe Tab. 5)).

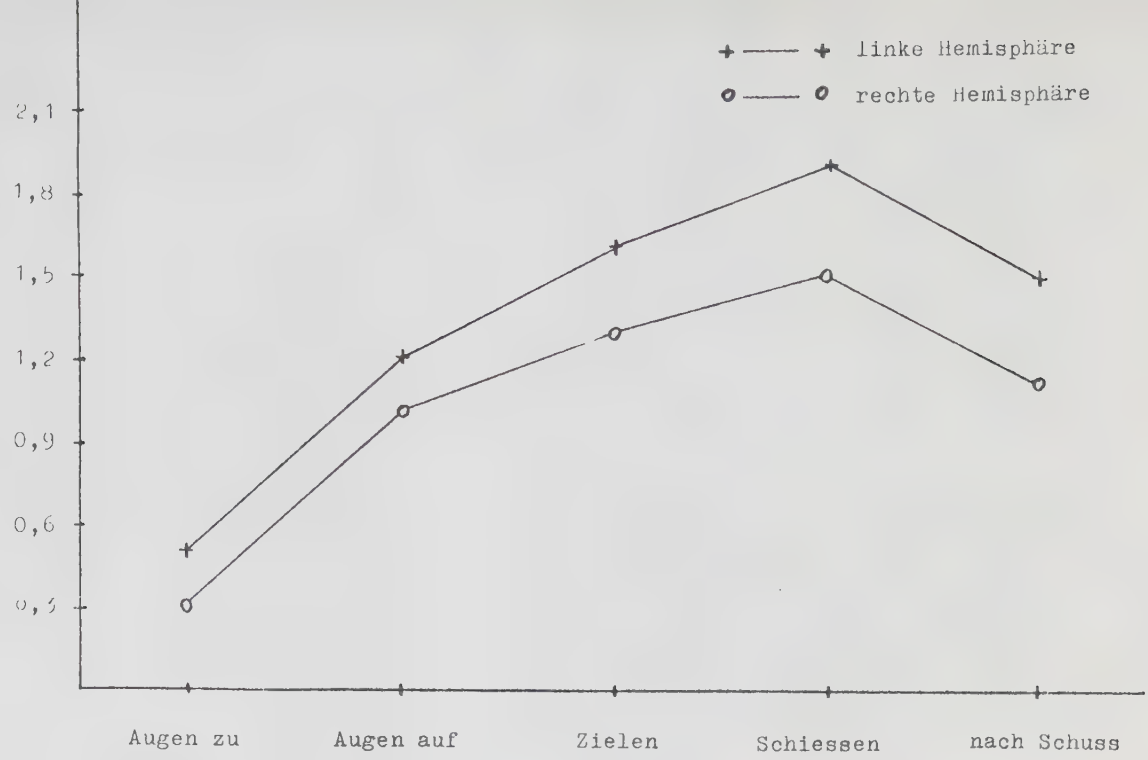


Abb. 24b: Verläufe des prozentualen Beta/(Alpha+Theta)-Anteils im EEG über der linken und rechten Hemisphäre bei den verschiedenen Versuchsbedingungen. (Mittelwertskurve gebildet aus den 3 Gruppen (siehe Tab. 8)).

B) Tremorgramm

Durch den individuell verschiedenen physiologischen Handtremor der einzelnen Versuchspersonen werden Bewegungen der Waffe beim Zielvorgang hervorgerufen. Die Registrierung dieser Schwankungen erfolgte - wie bereits erwähnt - durch Beschleunigungsaufnehmer in vertikaler und horizontaler Richtung.

Die Ableitungen zeigen, daß es große interindividuelle Unterschiede in der Amplitude des physiologischen Tremors bei den Versuchspersonen gibt. Bei der Schreiberregistrierung des Tremorgramms verschiedener Schützen ergeben sich Kurven mit verschiedenen Amplitudenhöhen. Sie unterscheiden sich bei den einzelnen Probanden im Extremfall bis zum 8fachen. Die Intensitätsmaxima des Tremors liegen bei allen Versuchspersonen im Frequenzbereich von 5 bis 8 Hz. Das gesamte Frequenzspektrum reicht von 0,5 bis 25 Hz. (Abb. 25)

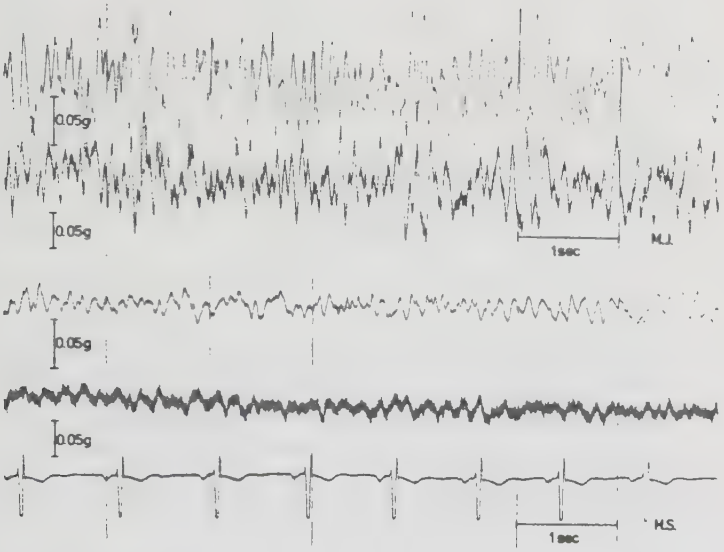


Abb. 25: Schreiberregistrierung des physiologischen Handtremors in vertikaler (obere Kurve) und horizontaler (untere Kurve) Richtung beim Zielvorgang zweier Schützen mit verschieden starkem Tremor; bei dem Schützen im unteren Abbildungsteil wurde das EKG zur Ermittlung der Pulsfrequenz mitregistriert.
(Aus: NICKEL, B., 1981)

Beim Vergleich der Tremorspektren der Probanden bei den zwei verschiedenen Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." zeigt sich, daß es bei fast allen Versuchspersonen zu einem Anstieg der Tremorintensität bei der Bedingung "Zielen 120 sec." kommt. Die Zunahme des Tremors ist bei den Schützen individuell verschieden. Der Wert des Intensitätsmaximums bei der Bedingung "Zielen 120 sec." erreicht bei einigen das 8fache des registrierten Wertes bei der Bedingung "Zielen 30 sec.".

Im Gegensatz dazu kommt es bei anderen Versuchspersonen durch das längere Zielen nur zu einem geringen Anstieg der Tremoramplitude. Bei zwei Probanden ist sowohl bei der vertikalen als auch horizontalen Tremorregistrierung kein Anstieg der Tremorintensität zu beobachten. Bei drei weiteren Versuchspersonen ist bei der horizontalen Tremorregistrierung keine Zunahme des Tremors zu erkennen.

In den Abbildungen 26 und 27 sind die Tremorspektren zwei der Gruppe 1 angehörigen Probanden (F.T. u. H.S.) bei den Bedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec dargestellt, wobei die Registrierung in vertikaler Richtung erfolgte.

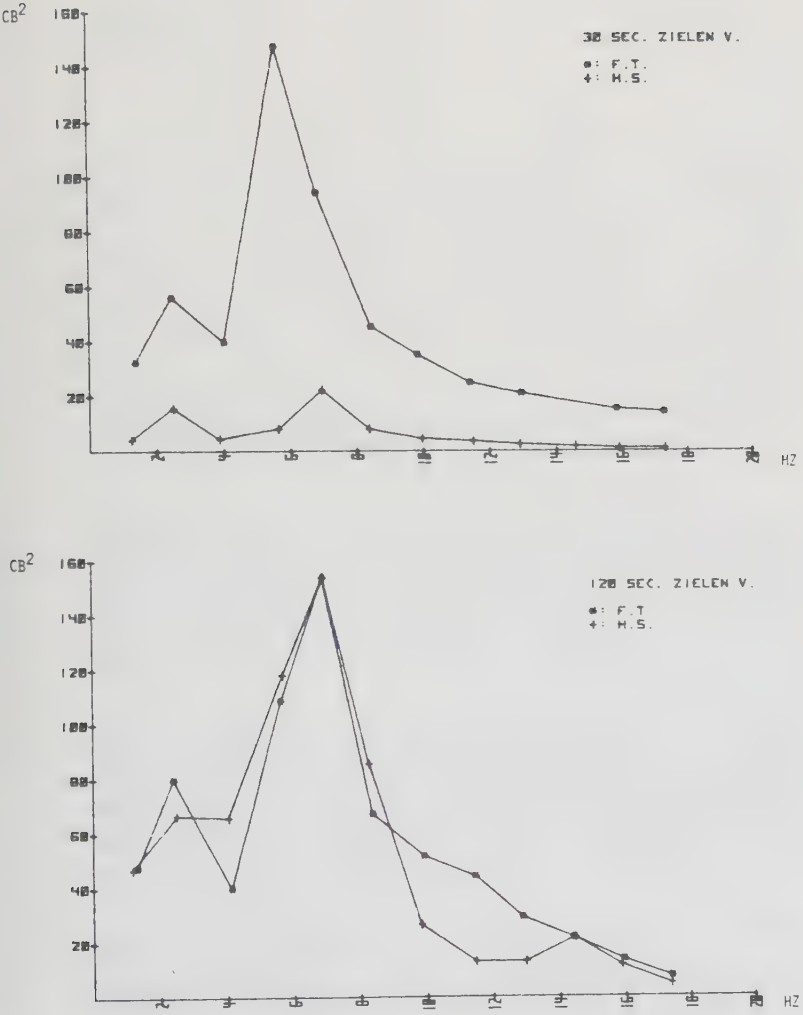


Abb. 26: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (vertikale Registrierung) (Gruppe 1)

Gemittelt über alle Versuchstage

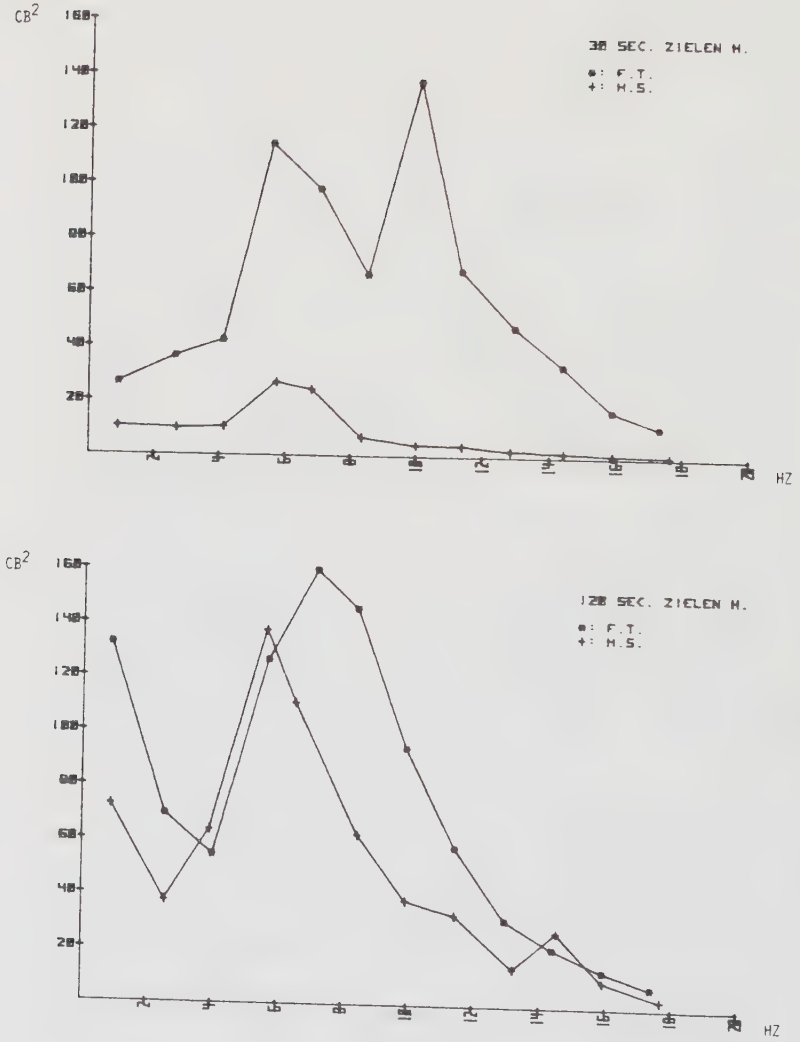


Abb. 27: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (horizontale Registrierung)(Gruppe 1)

Gemittelt über alle Versuchstage

In der Darstellung erkennt man deutlich zwei Intensitätsmaxima, die bei einer Frequenz um 2,5 Hz und zwischen 6 und 8 Hz liegen. Darüber hinaus sieht man bei den zwei Versuchspersonen (F.T. u. H.S.) einen enormen Unterschied in der Tremoramplitude bei der Bedingung "Zielen 30 sec.". Während es bei F.T. nur zu einem geringen Anstieg der Amplitude bei längerem Zielen (120 sec.) kommt, ist bei H.S. eine starke Zunahme erkennbar.

Die Intensitätsmaxima liegen bei der Bedingung "Zielen 120 sec." im gleichen Frequenzbereich wie bei der Bedingung "Zielen 30 sec.". Zu beobachten ist, daß im Tremorspektrum bei H.S. beim längeren Zielen ein dritter Gipfel im Frequenzbereich um 14,5 Hz auftaucht.

Die Tremorspektren der beiden Schützen F.T. und H.S., die durch den Beschleunigungsaufnehmer in horizontaler Richtung gewonnen wurden, entsprechen, was die Veränderung der Amplitude betrifft, den Spektren in vertikaler Richtung (siehe Abb. 26 u. 27).

Unterschiede zwischen der Tremorregistrierung in vertikaler und horizontaler Richtung zeigen sich bei F.T. bei der Bedingung "Zielen 30 sec." in der Anzahl der auftretenden Intensitätsgipfel. Neben dem Gipfel um 6 Hz, der auch bei der vertikalen Registrierung auftritt, ist im horizontalen Tremorleistungsspektrum von F.T. ein ausgeprägter Gipfel bei 10 Hz erkennbar.

Bei H.S., der auch in horizontaler Richtung eine viel geringere Tremoramplitude besitzt, ist dieser Gipfel um 10 Hz nicht vorhanden. Dagegen beobachtet man bei ihm bei der Bedingung "Zielen 120 sec." neben einer deutlichen Tremorzunahme einen flachen Gipfel von 14,5 Hz, der auch beim längeren Zielen (120 sec.) in der vertikalen Tremorregistrierung zu sehen ist.

Darüber hinaus fällt bei H.S. neben dem zu erwartenden maximalen Gipfel um 6 Hz ein Intensitätsmaximum bei 1 Hz auf. Dieser Gipfel ist auch bei F.T. zu beobachten. In seinem Tremorspektrum sieht man bei der Bedingung "Zielen 120 sec." nicht den deutlichen Gipfel um 10 Hz, der bei der Bedingung "Zielen 30 sec." stark ausgeprägt ist. Die Zunahme der Tremorintensität ist bei F.T. bei längerem Zielen (120 sec.) nur gering im Vergleich zur Tremoraktivität bei der Bedingung "Zielen 30 sec.".

Schaut man sich die Tremorintensitäts- und Frequenzspektren (Registrierung erfolgte in vertikaler bzw. horizontaler Richtung bei der Bedingung "Zielen 30 sec. der Gruppen 2, 3 und 4 angehörenden Probanden an, so sind kaum Unterschiede zu den Versuchspersonen der Gruppe 1 zu erkennen.(Abb. 28 bis 35)

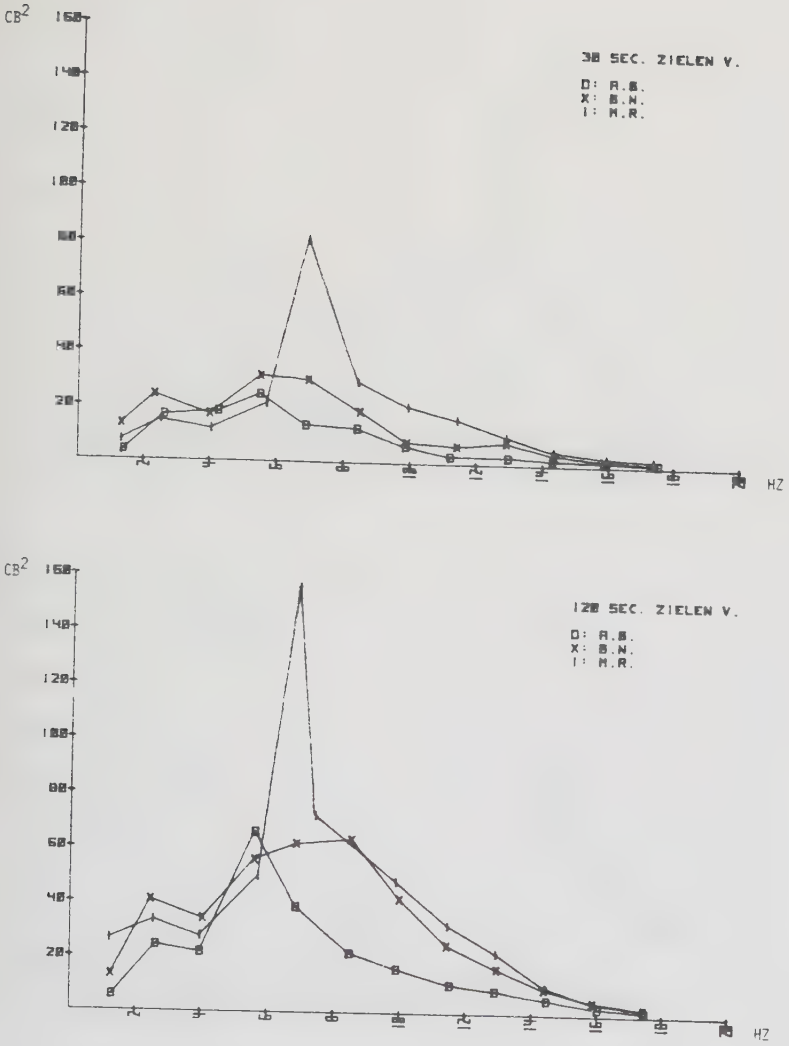


Abb. 28: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (vertikale Registrierung) (Gruppe 1)

Gemittelt über alle Versuchstage

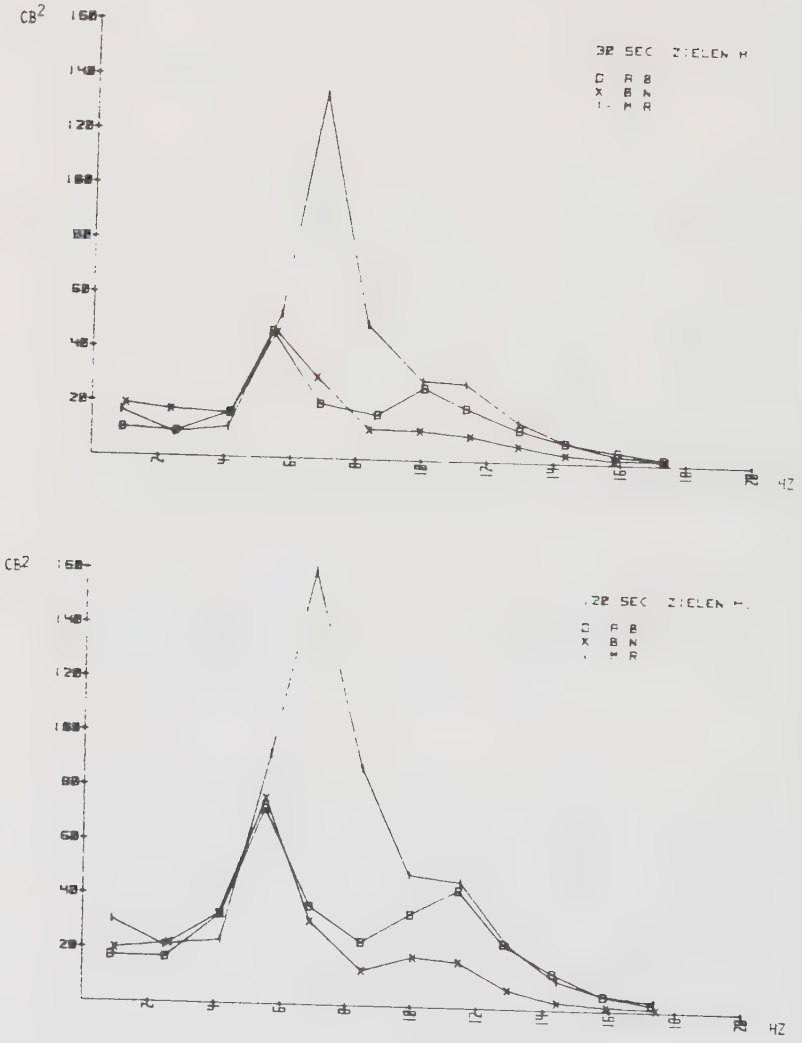


Abb. 29: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (horizontale Registrierung)(Gruppe 1)

Gemittelt über alle Versuchstage

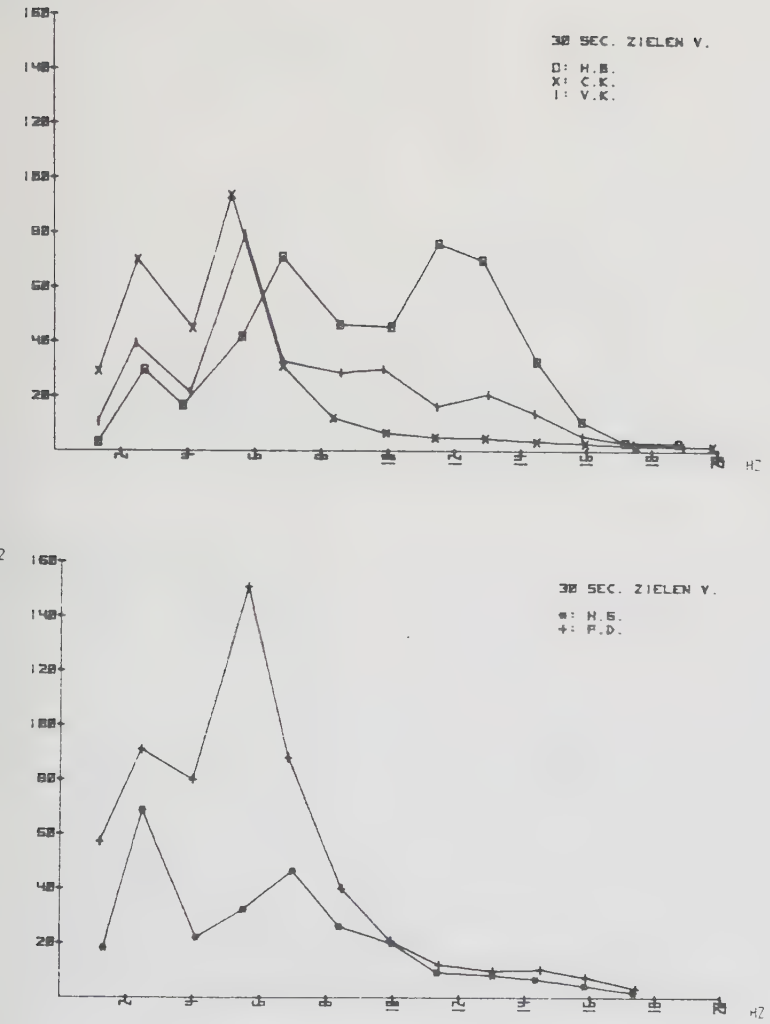


Abb. 30: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (vertikale Registrierung)(Gruppe 2)

Gemittelt über alle Versuchstage

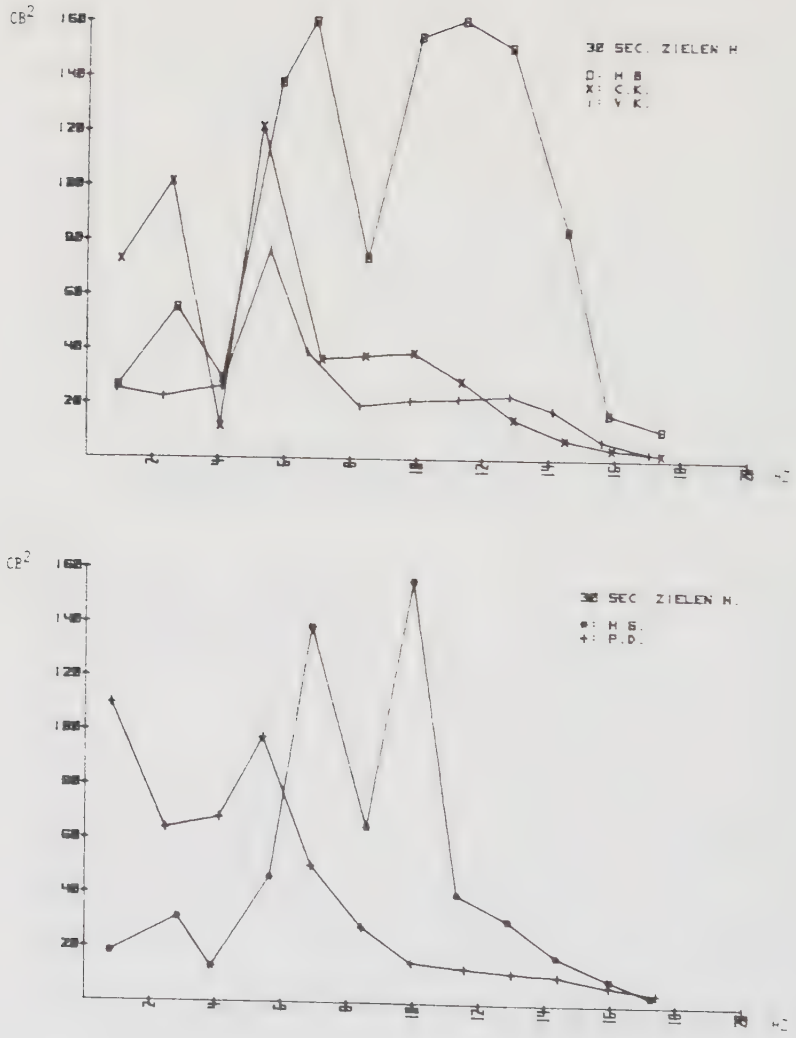


Abb. 31: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (horizontale Registrierung)(Gruppe 2)

Gemittelt über alle Versuchstage

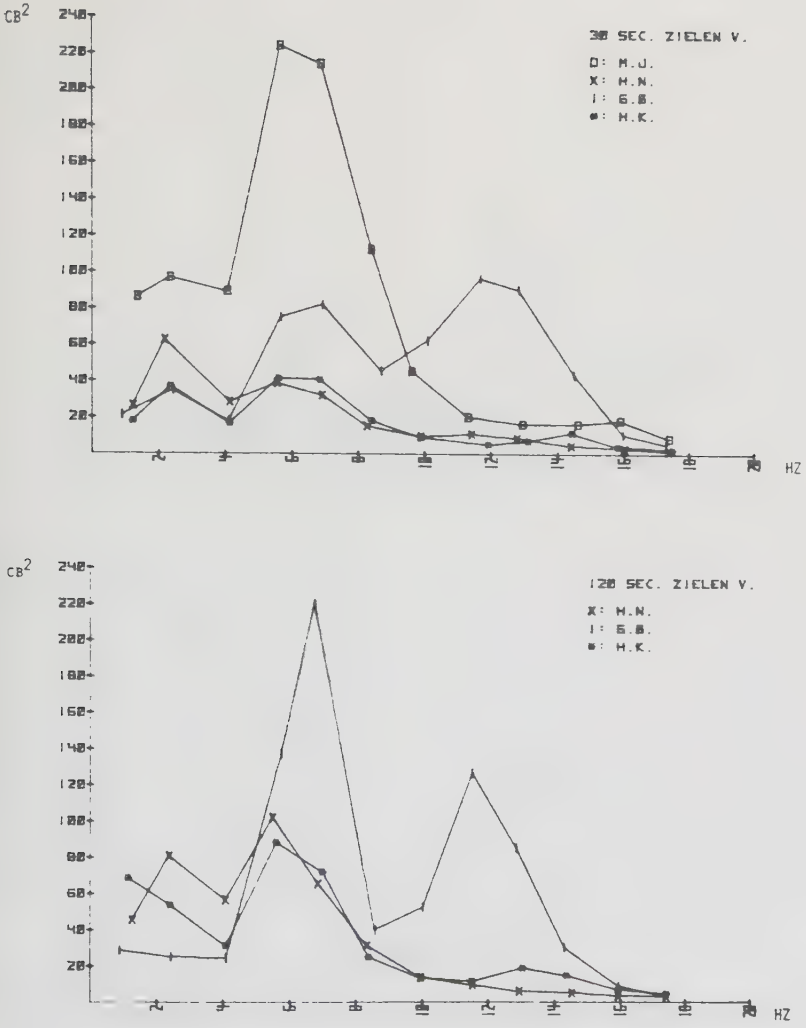


Abb. 32: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (vertikale Registrierung)(Gruppe 3)

Gemittelt über alle Versuchstage

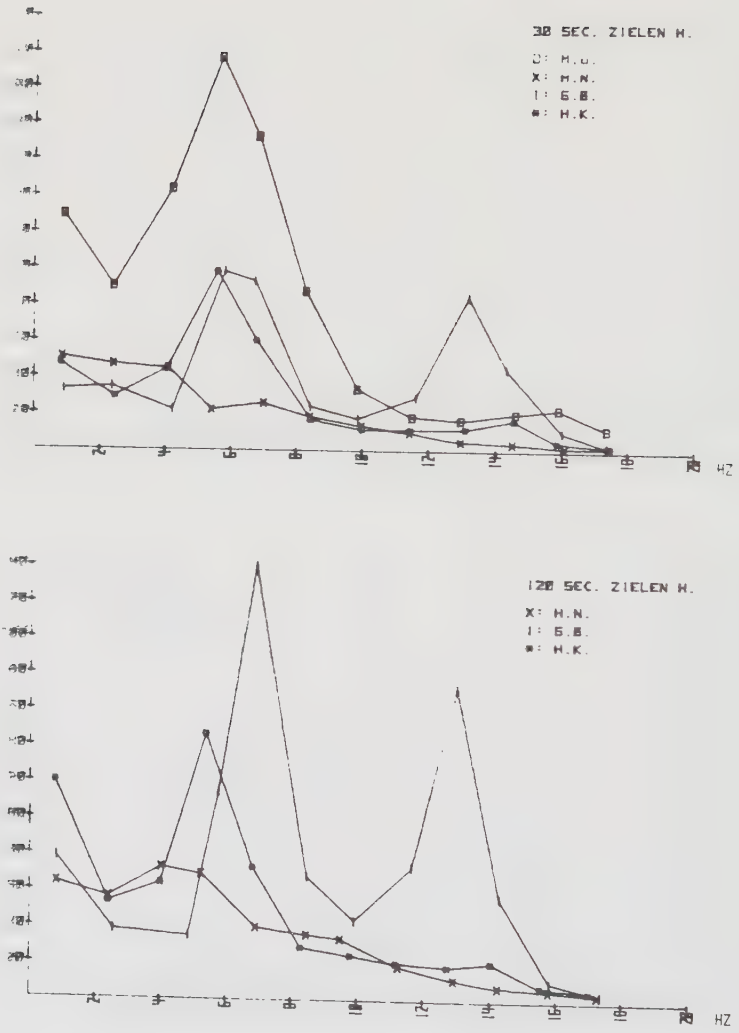
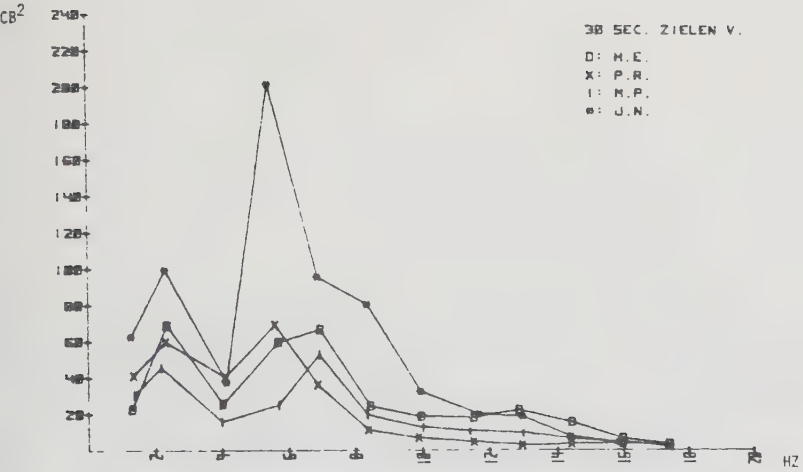


Abb. 33: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (horizontale Registrierung)(Gruppe 3)

Gemittelt über alle Versuchstage



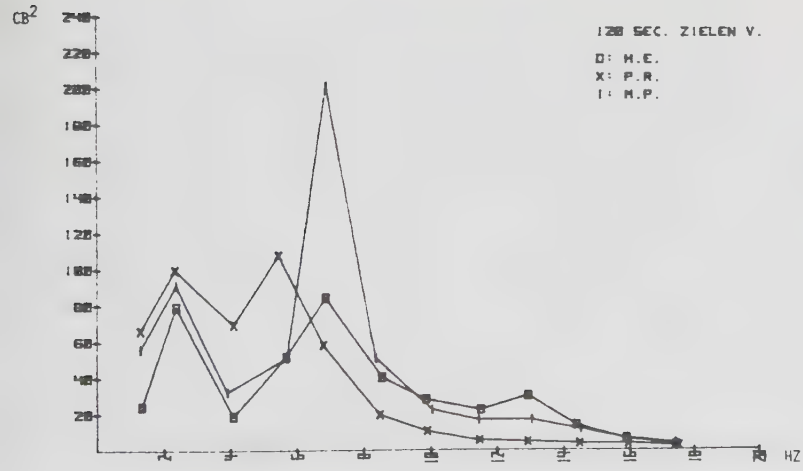


Abb. 34: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (vertikale Registrierung)(Gruppe 4)

Gemittelt über alle Versuchstage

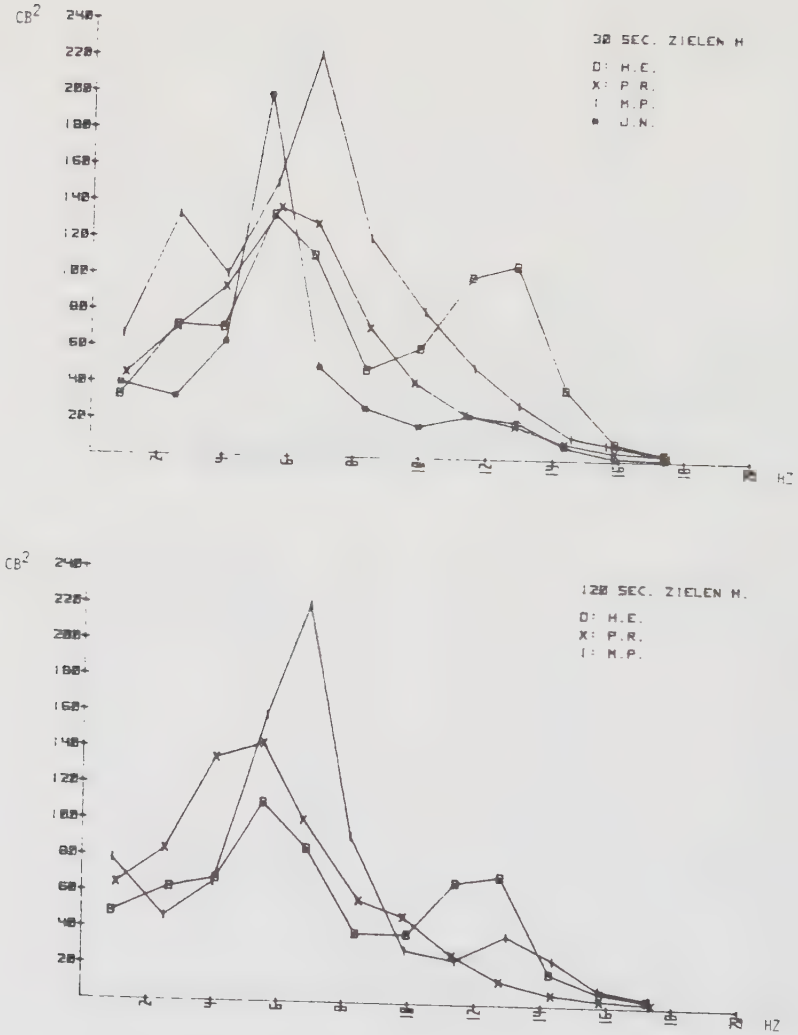


Abb. 35: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei den Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." (horizontale Registrierung)(Gruppe 4)

Gemittelt über alle Versuchstage

Auffallend ist nur die geringe Tremoramplitude von H.S. im Vergleich zu den anderen Probanden. Dies gilt sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung.

Die Intensitätsmaxima bei der vertikalen Registrierung liegen bei den Vpn. der Gruppe 2, wie bei allen anderen Versuchspersonen, um 2,5 Hz bzw. zwischen 5 bis 8 Hz. Bei einer Minderzahl (4 von 18 wie z.B. H.B. und G.B.) tritt neben diesen zwei Gipfeln noch ein ausgeprägtes drittes Maximum bei einer Frequenz von 11,5 Hz auf.

Die Amplitudenhöhe der in horizontaler Richtung ermittelten Tremorspektren bei der Bedingung "Zielen 30 sec." ist bei den meisten der Gruppen 2 und 3 größer als bei den in vertikaler Richtung registrierten Tremordaten. (Abb. 36)

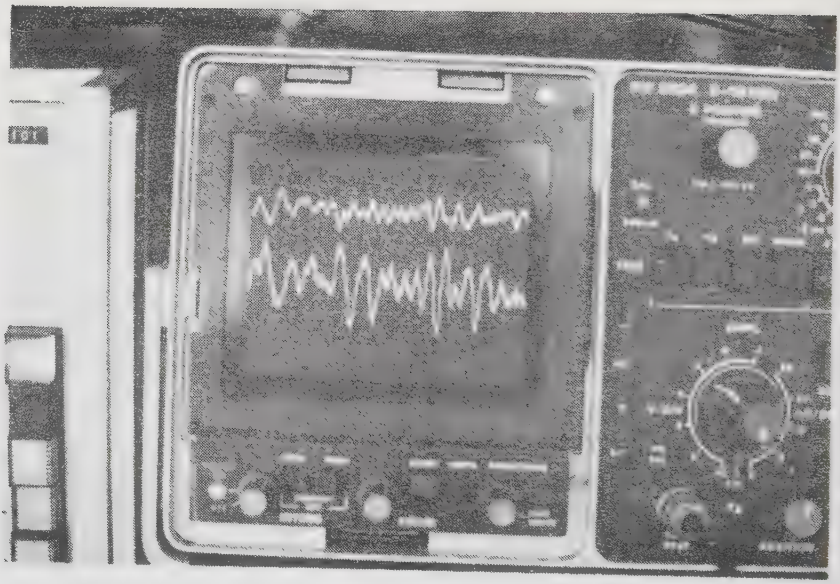


Abb. 36: Tremorregistrierung eines Probanden (H.B.)
beim Zielen
Obere Kurve: Vertikale Registrierung
Untere Kurve: Horizontale Registrierung

Von 9 der Gruppen 2 und 3 angehörenden Versuchspersonen besitzen 6 eine höhere Tremoramplitude in horizontaler Richtung, bei zwei Probanden sind keine Unterschiede zwischen vertikaler und horizontaler Richtung festzustellen, während bei einer Person die Tremoramplitude, gemessen in vertikaler Richtung, höher ist als in horizontaler.

Bei den 18 Versuchspersonen, die an der Untersuchung teilgenommen haben, ist die Amplitude des Tremors in horizontaler Richtung bei 13 Probanden höher, bei 4 nahezu gleich und bei einer Vpn. kleiner als in vertikaler Richtung.

Einen Überblick über die Tremorintensitäten bei den zwei Bedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." in vertikaler und horizontaler Richtung gibt Tabelle 9.

Tabelle 9 Tremorintensitätsmittelwerte, höchste und niedrigste Werte mit Standardabw. aus 20 Messungen bei den 18 bzw. 14 Versuchspersonen
In die Auswertung gingen die 5 letzten Versuchstage der Untersuchung ein

Tremorintensität (cb^2)

	Mittelwert	niedrigster Wert	höchster Wert
		$\bar{x}$ aus	
Zielen 30 sec. 18 Vpn.	18 Probanden-mittelwerte	20 Messungen	20 Messungen
vertikal	339,45±196,1	108,78±11,9	961,27± 96,5
horizontal	436,81±213,4	122,10±15,2	1468,42±121,3
Zielen 120 sec. 18 Vpn.	18 Probanden-mittelwerte	20 Messungen	20 Messungen
vertikal	827,78±456,0	230,27± 17,9	1706,41±198,3
horizontal	913,84±475,4	328,57±108,8	2184,42±274,6
Schießen 14 Vpn.	14 Probanden-mittelwerte	20 Messungen	20 Messungen
vertikal	375,97±211,6	106,91± 9,8	1060,15±120,3
horizontal	557,90±264,3	116,42± 9,1	1516,32±121,4

Bei den Zahlenangaben handelt es sich um die Mittelwerte aller 18 Versuchspersonen. Darüber hinaus ist der höchste und niedrigste Tremormeßwert bei den verschiedenen Bedingungen ersichtlich. Die Streuung der Tremorintensitätsmittelwerte spiegelt die enormen interindividuellen Unterschiede der Tremoramplitude wider. Dagegen sind die Streuungen bei den niedrigsten und höchsten Tremormeßwerten während der einzelnen Bedingungen viel geringer. Dies bedeutet, daß der Tremor intraindividuell an verschiedenen Tagen unter gleichen Bedingungen keinen großen Schwankungen unterliegt.

Bei allen 18 Versuchspersonen treten in den vertikalen und horizontalen Tremorleistungsspektren sowohl bei der Bedingung "Zielen 30 sec." als auch beim längeren Zielen (120 sec.) zwei Intensitätsgipfel auf.
Zu beobachten ist dabei, daß der erste Gipfel in der horizontalen Richtung bei der Mehrzahl der Probanden um 1 Hz auftritt, während er in der vertikalen Registrierung bei 2,5 Hz zu erkennen ist.

Ein dritter Gipfel ist bei vier Versuchspersonen um 11 Hz sowohl bei der Bedingung "Zielen 30 sec." als auch beim längeren Zielen (120 sec.) in vertikaler Richtung sichtbar. Bei vier weiteren ist nur bei der horizontalen Tremorregistrierung ein dritter Gipfel bei den Versuchsbedingungen zu beobachten.
Die Mittelwerte der Frequenzen aller Probanden, bei denen die zwei bzw. drei Gipfel bei den verschiedenen Versuchsbedingungen und Registrierungsrichtungen auftreten, sind den Tabellen 10 und 11 zu entnehmen.

Tabelle 10 Beziehungen der Tremorintensitätsgipfel zur Tremorfrequenz (Mittelwerte mit Standardabweichung der 18 Versuchspersonen)

	Zielen			
	30 sec.		120 sec.	
	verti.	hori.	verti.	hori.
Gipfel 1 (Hz)	$2,43^{\pm}0,1$	$1,20^{\pm}0,6$	$2,36^{\pm}0,3$	$1,12^{\pm}0,5$

	Zielen			
	30 sec.		120 sec.	
	verti.	hori.	verti.	hori.
Gipfel 2 (Hz)	$6,16^{\pm}0,6$	$5,76^{\pm}0,6$	$6,38^{\pm}0,6$	$6,00^{\pm}0,6$

	Zielen			
	30 sec.		120 sec.	
	verti.	hori.	verti.	hori.
Gipfel 3 (Hz)	$11,99^{\pm}1,0$	$11,49^{\pm}1,3$	$11,54^{\pm}0,8$	$11,84^{\pm}1,0$

Bei den 18 Versuchspersonen tritt der 1. und 2. Gipfel bei allen Versuchsbedingungen auf.

Bei 4 Versuchspersonen tritt der 3. Gipfel bei allen Versuchsbedingungen auf;
bei 4 weiteren Versuchspersonen nur in der horizontalen Registrierung.

$\bar{x}$ aus 18 Probandenmittelwerten
Standardabweichung s aus 18 Probandenmittelwerten

Tabelle 11 Beziehungen der Tremorintensitätsgipfel zur Tremorfrequenz (Mittelwerte mit Standardabweichung der 14 Versuchspersonen)

	Schießen	
	vertikal	horizontal
Gipfel 1 (Hz)	$2{,}41 \pm 0{,}1$	$1{,}22 \pm 0{,}6$

	Schießen	
	vertikal	horizontal
Gipfel 2 (Hz)	$6{,}23 \pm 0{,}7$	$6{,}10 \pm 0{,}5$

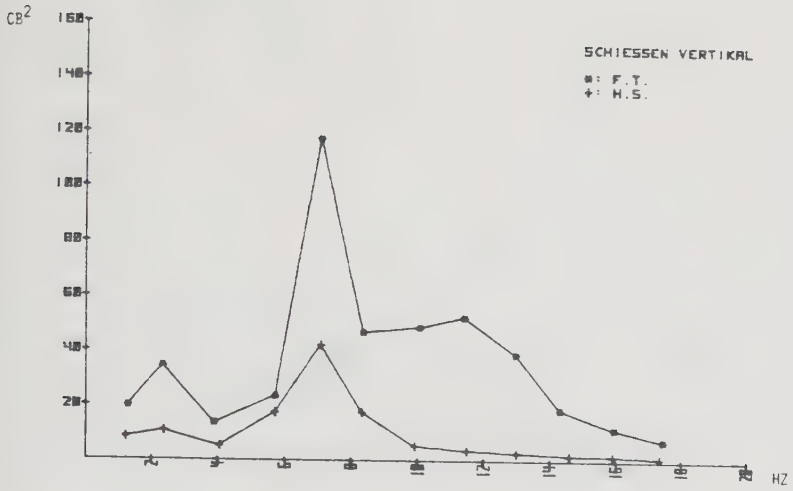
	Schießen	
	vertikal	horizontal
Gipfel 3 (Hz)	$11{,}61 \pm 0{,}9$	$12{,}36 \pm 1{,}4$

Bei den 14 Versuchspersonen tritt der 1. und 2. Gipfel in der vertikalen und horizontalen Registrierung auf.

Bei 6 Versuchspersonen tritt der 3. Gipfel in der vertikalen und horizontalen Registrierung auf.
Bei 2 weiteren Versuchspersonen nur in der horizontalen Registrierung.

$\bar{x}$ aus 14 Probandenmittelwerten
Standardabweichung s aus 14 Probandenmittelwerten

In den Tremorfrequenz- und Intensitätsspektren bei der Bedingung "Schießen" sind nur geringe Abweichungen beim Vergleich der bei den Bedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec." gewonnenen Spektren festzustellen. (Abb. 37 bis 41)



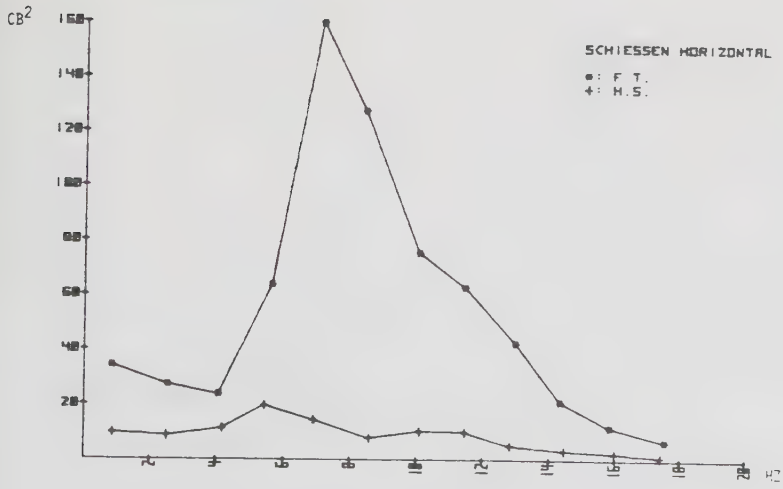


Abb. 37: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei der Versuchsbedingung "Schießen" (vertikale und horizontale Registrierung)(Gruppe 1)

Gemittelt über alle Versuchstage

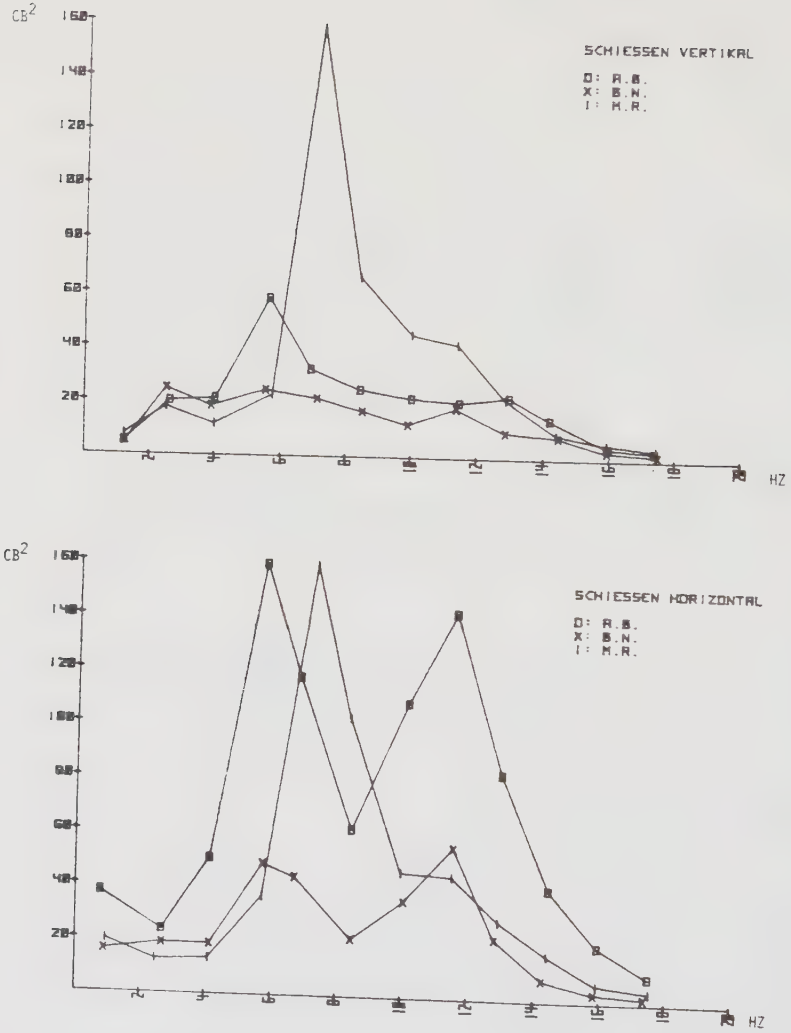


Abb. 38: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei der Versuchsbedingung "Schießen" (vertikale und horizontale Registrierung)(Gruppe 1)

Gemittelt über alle Versuchstage

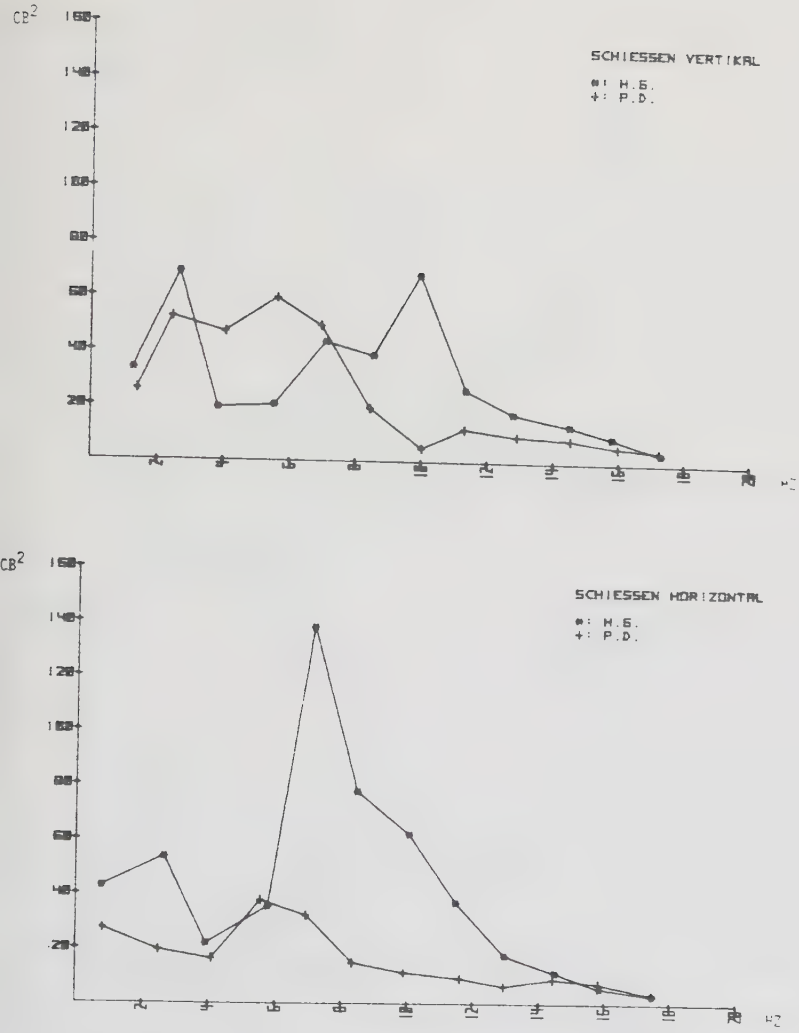
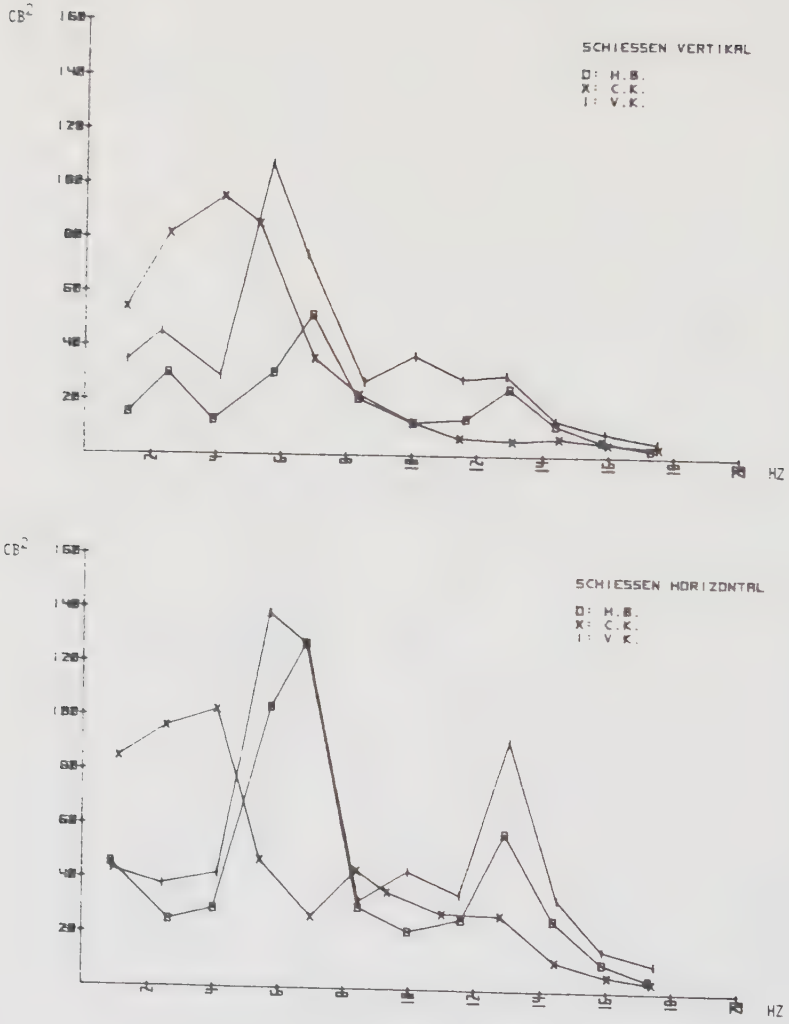


Abb. 39 Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei der Versuchsbedingung "Schießen" (vertikale und horizontale Registrierung)(Gruppe 2)

Gemittelt über alle Versuchstage



App. 40: Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei der Versuchsbedingung "Schießen" (vertikale und horizontale Registrierung)(Gruppe 2)

Gemittelt über alle Versuchstage

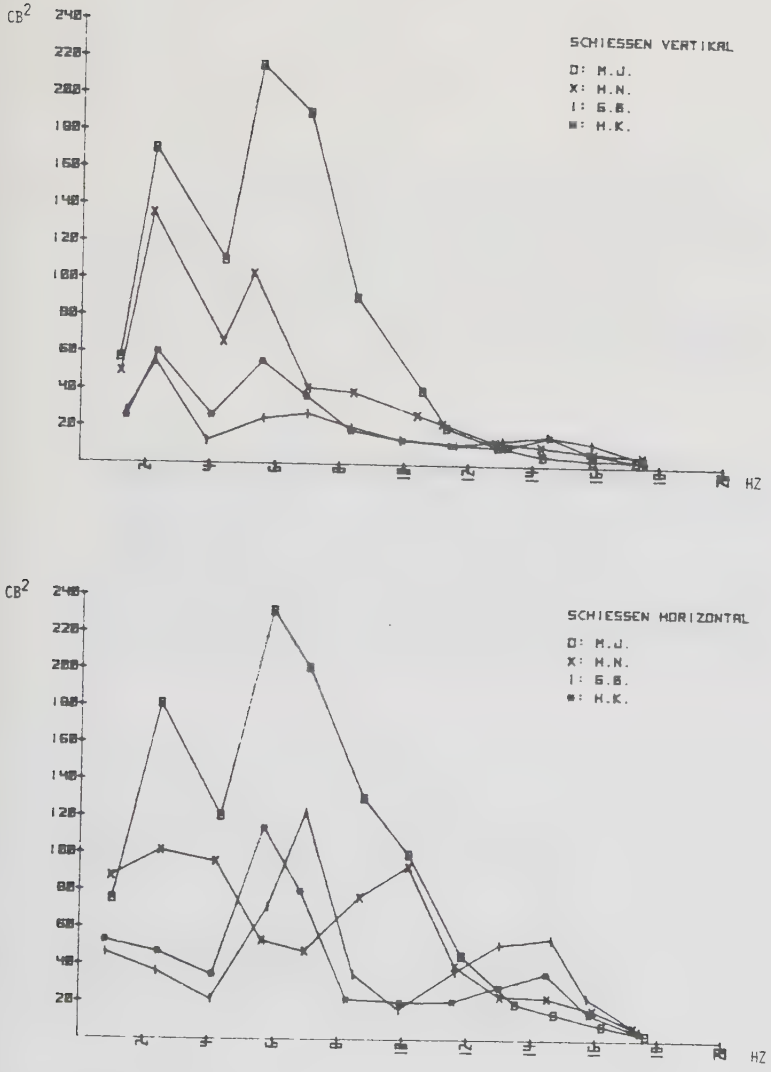


Abb. 41 Leistungsdichtespektrum des physiologischen Handtremors bei der Versuchsbedingung "Schießen" (vertikale und horizontale Registrierung)(Gruppe 3)

Gemittelt über alle Versuchstage

Die Mittelwerte der Tremoramplituden aller 14 Versuchspersonen liegen bei der vertikalen bzw. horizontalen Registrierung höher als bei der Bedingung "Zielen 30 sec.". Im Gegensatz dazu ist der mittlere Amplitudenwert beim Schießen geringer als beim längeren Zielen (120 sec.). (siehe Tabelle 9)

Auch liegen die Intensitätsgipfel in den gleichen Frequenzbereichen wie bei den Bedingungen "Zielen 30 sec." und "Zielen 120 sec.". Der dritte Gipfel um 11,5 Hz ist ebenfalls nur bei einigen Probanden in den Leistungsspektren zu sehen. Er tritt in der horizontalen Registrierung stärker ausgeprägt und häufiger auf als in der vertikalen.

Auffallend ist, daß eine Person (H.S.), der beste und ausgeglichenste Schütze aller Versuchspersonen, beim Schießen eine geringere Tremoramplitude besitzt als bei den Zielübungen. Bei allen anderen Probanden führt der Schießzwang zu einem Ansteigen der Tremoramplitude. (Abb. 42)

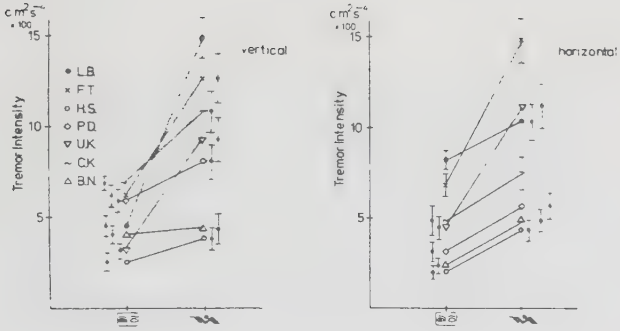
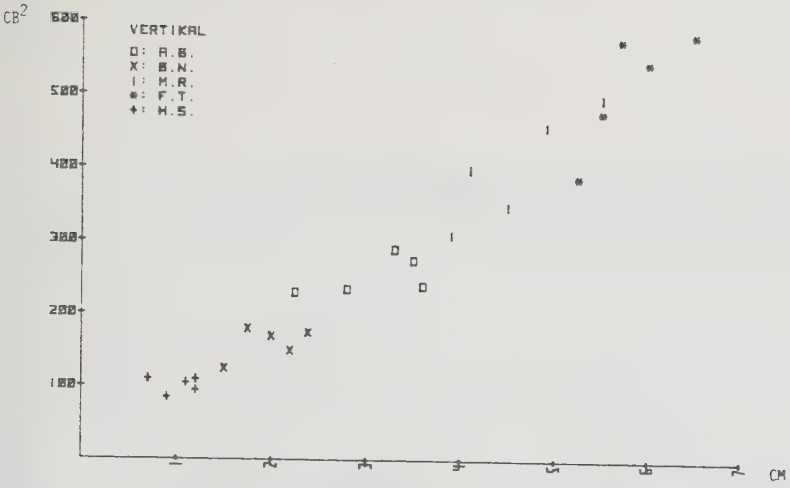


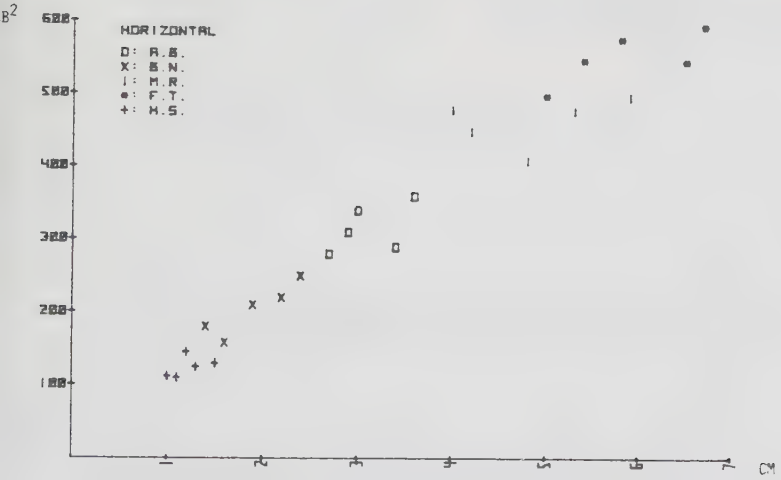
Abb. 42: Abhängigkeit der Tremorintensität von den Bedingungen "Zielen" und "Schießen" (Aus: NICKEL, B., 1981)

Deutlich erkennbar ist der Unterschied zwischen guten und schlechten Schützen, wobei der Anstieg des Tremors zwischen den Bedingungen "Zielen 30 sec." und "Schießen" beim leistungsstärkeren Probanden geringer ist bzw. abnimmt als beim leistungsschwächeren.

Setzt man die Tremorintensität der einzelnen Versuchspersonen in Beziehung zu ihrer Trefferstreuung auf der Zielscheibe, so ergibt sich eine Abhängigkeit zwischen der Streuung und dem Tremorgramm, d.h. je stärker der Tremor ist, desto größer ist die Streuung auf der Scheibe. Die Symbole (=Proband) in der Abbildung 43 spiegeln von rechts nach links den Anstieg der Leistungsstärke der Schützen wider. (Abb. 43)



Abweichung vom Mittelpunkt der Scheibe



Abweichung vom Mittelpunkt der Scheibe

Abb.: 43 Vertikale und horizontale Abweichung vom Mittelpunkt der Scheibe in Abhängigkeit zur vertikalen und horizontalen Tremorintensität.

In den Abbildungen sind die berechneten Werte der letzten 50 Schüsse (1 Symbol = Mittelwert von 10 Schüssen), die die Probanden während den Untersuchungen abgegeben haben, eingetragen.

Typische Schußbilder eines guten Schützen (H.S.) und eines schlecht schießenden Probanden (H.N.) zeigt die Abb. 44.

Abb. 44: Schußbildvergleich eines guten (H.S.) und eines schlechten (H.N.) Schützen

Mit Sicherheit ist es von großem Interesse, neben den gemessenen Beschleunigungswerten g(m/sec^2) auch die tatsächliche Schwankung der Pistole in mm, hervorgerufen durch den physiologischen Tremor, zu kennen. Diese Beziehung ist den Tabellen 12 u. 13 zu entnehmen.

Tabelle 12

Umrechnung der gemessenen Beschleunigungswerte g(m/sec^2) unter Berücksichtigung der Frequenz (Hz) beim max.Tremorgipfel in die Schwingungsamplitude s(mm), die die Waffenmündung zurücklegt.
Gegenüberstellung der berechneten Trefferabweichung (mm) auf der Scheibe mit der tatsächlich gemessenen Abweichung (mm).

vertikal

Versuchspersonen	max.Tremorgipfel Hz	g(m/sec.^{2})	s(mm)	s_a (mm)	berechnete Abweichung auf der Scheibe (mm)	tatsächliche Abweichung (mm)
H.S.	7.08	0.03	0.34	0.17	± 21.25	± 10.0
F.T.	7.13	0.15	1.50	0.75	± 93.75	± 58.1
B.N.	5.72	0.05	0.72	0.36	± 45.00	± 20.3
M.R.	7.16	0.12	1.04	0.52	± 65.00	± 40.4
A.B.	5.63	0.08	1.24	0.62	± 77.50	± 36.0
H.B.	6.68	0.11	1.02	0.51	± 63.75	± 34.1
H.G.	7.36	0.11	0.96	0.48	± 60.00	± 46.2
P.D.	5.62	0.09	1.50	0.75	± 93.75	± 39.1
C.K.	5.32	0.12	2.40	1.20	± 150.00	± 55.3
V.K.	5.69	0.13	1.80	0.92	± 115.00	± 59.2
G.B.	6.95	0.07	0.90	0.45	± 56.25	± 26.3
H.K.	5.59	0.08	1.24	0.62	± 77.50	± 58.2
M.J.	5.76	0.31	4.60	2.30	± 287.50	± 159.3
H.N.	5.63	0.16	3.00	1.50	± 187.50	± 118.0

Tabelle 13

Gegenüberstellung der gemessenen Beschleunigungswerte g(m/sec²) unter Berücksichtigung der Frequenz (Hz) beim max. Tremorgipfel in die Schwingungsamplitude s(mm), die die Waffenmündung zurücklegt.
Gegenüberstellung der berechneten Trefferabweichung (mm) auf der Scheibe mit der tatsächlich gemessenen Abweichung (mm).

horizontal

Versuchspersonen	max. Tremorgipfel Hz	g(m/sec.^{2})	s(mm)	s_a (mm)	berechnete Abweichung auf der Scheibe (mm)	tatsächliche Abweichung (mm)
H.S.	6.36	0.02	0.26	0.13	± 16.25	± 11.5
F.T.	7.20	0.20	1.80	0.90	± 112.50	± 68.4
B.N.	5.99	0.05	0.62	0.31	± 38.75	± 18.5
M.R.	7.22	0.11	0.96	0.48	± 60.00	± 57.0
A.B.	5.67	0.19	2.60	1.30	± 162.50	± 61.5
H.B.	6.63	0.10	1.02	0.51	± 63.75	± 44.0
H.G.	6.94	0.10	0.96	0.48	± 60.00	± 48.0
P.D.	5.54	0.04	0.68	0.34	± 42.50	± 29.4
C.K.	5.32	0.09	1.62	0.81	± 101.25	± 61.0
V.K.	5.69	0.13	2.20	1.10	± 137.50	± 72.6
G.B.	6.89	0.10	1.02	0.51	± 63.75	± 68.3
H.K.	5.66	0.09	1.38	0.69	± 86.25	± 68.3
M.J.	5.81	0.30	4.40	2.20	± 275.00	± 182.4
H.N.	5.61	0.10	1.74	0.87	± 108.75	± 112.5

Der beste Schütze (H.S.) besitzt den geringsten gemessenen Beschleunigungswert g(m/sec^2). Dies beinhaltet, daß er mit seiner Pistolenmündung die geringsten Schwingungen s(mm) ausführt. Die Umrechnung der gemessenen g-Werte erfolgte anhand eines Nomogramms, das den Beschleunigungsaufnehmern beigelegt war. Mit diesem Nomogramm ist es möglich, eine der drei Größen (Beschleunigung g(m/sec^2), Frequenz (Hz) und Schwingungsamplitude (mm) aus den beiden anderen zu bestimmen. Da sowohl der gemessene Beschleunigungswert g(m/sec^2) vorlag, als auch die Frequenz durch die Computeranalyse bekannt war, konnte aus diesen beiden Werten die Schwingungsamplitude s(mm) der Pistole bestimmt werden. Zur Umrechnung wurde die Frequenz genommen, bei der der maximale Tremorgipfel der einzelnen Versuchspersonen auftrat.

Beim Vergleich der berechneten Trefferabweichung auf der Scheibe mit der gemessenen tatsächlichen Abweichung der Streuung der Schüsse im Trefferbild fällt auf, daß die gemessene Abweichung sowohl vertikal als auch horizontal geringer ist als die berechnete Streuung ergab. Diese Tatsache ist damit zu begründen, daß bei der Berechnung der Streuung von dem maximalen Intensitätsgipfel ausgegangen wurde.
Mit Sicherheit kann man annehmen, daß die Schützen innerhalb der Tremorschwingungsmaxima den Schuß abgeben und es damit zwangsläufig zu einer geringeren Streuung als der theoretisch berechneten auf der Scheibe kommt.

C) Elektrokardiogramm

Bei guten Schützen steigt die Pulsfrequenz, ausgehend von Ruhewerten von 52 bis 55 Schlägen/Min., beim Schießen niemals über 75 bis 85 Schläge/Min., während bei den leistungsschwächeren Probanden Werte bis über 120 Schläge/Min. registriert werden. Abb. 45 zeigt darüber hinausgehend, daß der Anstieg der Pulsfrequenz bei guten Schützen (H.S.) zwischen den Bedingungen "Augen zu" und "Augen auf", wobei die Probanden ruhig auf einem Stuhl sitzen, deutlich geringer ist als bei schlechten Schützen (A.B.).

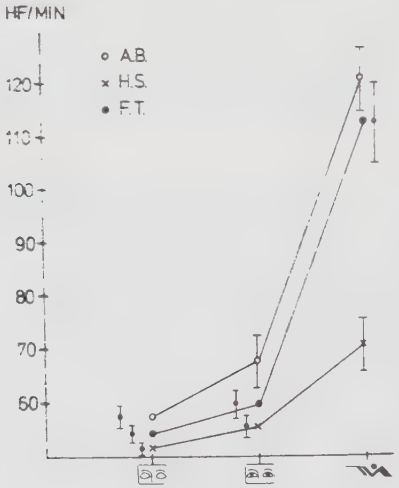


Abb. 45: Abhängigkeit der Pulsfrequenz von den Versuchsbedingungen "Augen zu", "Augen auf" und "Schießen"
(Aus: NICKEL, B., 1981)

Trägt man die Pulsfrequenz in Abhängigkeit vom zeitlichen Verlauf des Schießvorganges (Anheben der Waffe, Zielphase, Schuß, Nachhalten, Absetzen der Waffe) in einem Diagramm auf, so zeigt sich bei den leistungsstarken Schützen eine deutliche Verlangsamung des Pulses während des Zielens und Abdrückens, hervorgerufen durch Anhalten des Atems in mittlerer Exspirationsstellung beim Zielvorgang. (Abb. 46)

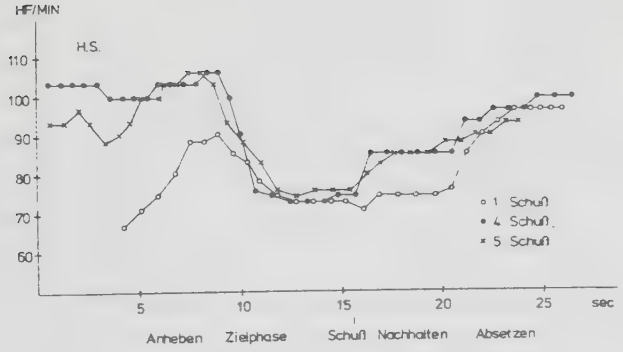


Abb. 46: Änderung der Pulsfrequenz eines leistungsstarken Schützen während des Schießvorganges (Aus: NICKEL, B., 1981)

Bei Schützen, die diese Atemtechnik nicht beherrschen (Abb. 47), kommt es zu keiner Absenkung der Pulsfrequenz beim Schießvorgang. Dies führt mit großer Sicherheit zu einem schlechteren Trefferergebnis, da eine hohe Pulsfrequenz sich negativ auf den physiologischen Handtremor auswirkt.

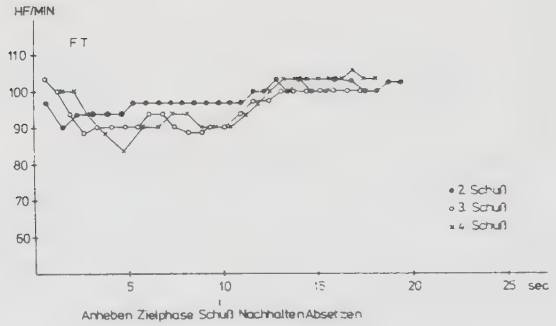


Abb. 47: Änderung der Pulsfrequenz eines schlechten Schützen während des Schießvorganges (Aus: NICKEL, B., 1981)

4. Diskussion

Um Veränderungen in den klassischen Alpha-, Beta- und Theta-Frequenzbereichen bei Schützen während des Schießens festzustellen, wurde das Elektroenzephalogramm über der linken und rechten Hemisphäre registriert.
Darüber hinaus war es Ziel meiner Untersuchungen, aufzuzeigen, wie und ob sich der physiologische Handtremor sowohl in der Intensität als auch in der Frequenz während der verschiedenen Versuchsbedingungen bei Registrierung in vertikaler und horizontaler Richtung inter- und intraindividuell verändert.

Die EKG-Registrierung diente der Ermittlung der Pulsfrequenz mit der die psychische Belastung der Probanden bei den verschiedenen Aufgaben bestimmt werden konnte.

Der Vergleich der gewonnenen Meßdaten aus dem Elektroenzephalogramm, dem Tremorgramm und dem Elektrokardiogramm sollte die Interaktion der zerebralen Aktivität mit dem peripheren neuromuskulären physiologischen System und dem vegetativen Nervensystem aufzeigen.

Ziel der EEG-Untersuchungen bei Sportschützen war, mit Hilfe der Spektralanalyse Informationen über die Veränderungen im EEG während eines normalen Schießvorganges (Zielen, Schießen, Nachhalten) zu gewinnen.

Die dabei registrierten Werte wurden mit den EEG-Daten, die während der Bedingungen Ruhe mit geschlossenen Augen und Ruhe mit offenen Augen gewonnen wurden, in Beziehung gesetzt.

LINDSLEY (1960) ordnete verschiedenen Vigilanzstadien bestimmte EEG-Parameter zu. Den optimal ausgeprägten Alpha-Rhythmus im EEG beschreibt er als den Ausdruck eines Zustandes "entspannter Wachheit" und "ungerichteter Aufmerksamkeit". Je stärker die Vigilanz bei einer Person ist, desto mehr verändert sich der synchronisierte Alpha-Anteil im EEG zu Gunsten des desynchronisierten Beta-Anteils.

Mit der rechnergestützten Analyse des EEG konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, daß sich das EEG während des Zielvorganges und des Schießens nicht nur vom Ruhe-EEG mit geschlossenen Augen, sondern auch von der Ruhebedingung mit offenen Augen durch eine deutliche und kontinuierliche Abnahme des Alpha-Anteils unterscheidet. Der Vergleich der durch die Spektralanalyse gemessenen EEG-Daten guter und schlechter Schützen zeigt, daß der prozentuale Alpha-Anteil leistungsstarker Schützen beim Schießen geringer war als bei schlecht schießenden Versuchspersonen.

Nach MULHOLLAND (1968) und WALDEIER (1974) ist der Alpha-Rhythmus weniger mit spezifischen kortikalen Funktionen korreliert. Er spiegelt vielmehr die

unspezifische funktionelle Bereitschaft des Gehirns wider, Informationen aufzunehmen und zu verarbeiten. Dies bedeutet, daß eine Abnahme des prozentualen Alpha-Anteils im EEG wacher Probanden immer verbunden ist mit einer Zunahme der prozentualen Beta-Aktivität.

Bei einigen Probanden konnte neben einem Anstieg der Beta-Aktivität auch eine Zunahme der Theta-Aktivität während der Konzentrationsphase beim Schießen beobachtet werden. Auch MIZUKI et al. (1981) berichten über eine Zunahme der Theta-Aktivität bei einem Teil ihrer Versuchspersonen während mentaler Tätigkeit.

Bei allen Probanden kam es beim Zielen und Schießen zu einer Abnahme des prozentualen Alpha-Anteils im EEG, wobei es gleichzeitig zu einer Zunahme der Beta-Aktivität kam. Das Verhältnis zwischen der Zu- und Abnahme der kortikalen Beta- bzw. Alpha-Aktivität lag bei der Mehrzahl der Probanden bei Eins-zu-Eins. Über die Bedeutung der Zu- und Abnahme des Alpha-Anteils im EEG sowie über die allgemeine Funktion des Alpha-Rhythmus besteht bis heute keine einheitliche Meinung. LUNDY-CASTLE (1957) und CREUTZFELDT et.al. (1969) stellen eine Eins-zu-Eins-Beziehung zwischen der Abnahme des Alpha-Anteils und einer Vigilanzzunahme in Frage. Dem hingegen konnte WALDEIER (1974) eine klare abhängige Beziehung zwischen der Abnahme des Alpha-Anteils im EEG und kognitiven Tätigkeiten zeigen. Auch BERGER (1929 u. 1931), RUF und VATTUONE (1943), VOLAVKA (1967), GALE et al. (1969 u. 1971)

berichten in ihren Arbeiten über eine Abnahme des Alpha-Anteils im EEG beim Öffnen der Augen und kognitiven Tätigkeiten.
Auch bei meinen Untersuchungen konnte ich eine deutliche Abhängigkeit zwischen der Abnahme der Alpha-Aktivität und der Vigilanzzunahme feststellen.
Dem hingegen beobachteten MULHOLLAND und RUNNALS (1962) sowie KREITMAN und SHAW (1965) eine Zunahme der Alpha-Aktivität während geistiger Tätigkeiten bei Versuchspersonen mit einem niedrigen Alpha-Anteil im Ruhe-EEG.
Diese unterschiedlichen Befunde interpretierten CREUTZFELDT et al. (1969) so, daß bei Probanden mit einem niedrigen Alpha-Anteil im Ruhe-EEG während mentaler Tätigkeiten die Alpha-Aktivität zunimmt, während sie umgekehrt bei Versuchspersonen mit einem hohen Alpha-Anteil im Ruhe-EEG abnimmt.
Durch diese Mittellage des Alpharhythmus soll eine optimale Bedingung zur Durchführung von geistigen Tätigkeiten geschaffen werden.
Diese Beobachtungen konnten von mir nicht bestätigt werden, da die beteiligten Schützen durchweg einen hohen Alpha-Anteil im Ruhe-EEG von 52% bis 76% besaßen.

Während des Zielens und Schießens wurden Zunahmen im Beta-Bereich des EEG gefunden. Dies steht in Übereinstimmung mit den Ergebnissen von GIANNITRAPANI (1969) und VOLAVKA et al. (1967) bei kognitiven

Tätigkeiten. Eine Zunahme der prozentualen Beta-Intensität beobachtete auch WALDEIER (1974) bei Probanden während des Lesens. Seiner Meinung nach stellt dies einen Ausdruck einer komplexeren kortikalen Aktivität während dieser Versuchsbedingung dar. Aufgrund meiner Untersuchungen ist es ebenfalls naheliegend, daß die kortikale Aktivität während der Versuchsbedingung "Schießen" bei guten Schützen größer bzw. komplexer ist als bei weniger guten.

Über eine kurz andauernde Blockade (1 bis 3 sec.) des zentralen Beta-Rhythmus vor und während willkürlicher Bewegungen sowie bei somatosensorischer Stimulation berichtet PFURTSCHELLER (1981); hierbei beobachtete er eine bilaterale symmetrische Blockade des Beta-Rhythmus während unilateraler Bewegungen oder Stimulationen. Diese Beobachtungen konnten von mir in den beiden bipolaren parieto-occipitalen Ableitungen nicht bestätigt werden.

Eine prozentuale Theta-Aktivitätszunahme wurde bei einzelnen Versuchspersonen während des Zielens und Schießens beobachtet. Aufgrund der Positionierung der Ableiteelektroden über den visuellen Cortex in der bipolaren Anordnung parieto-occipital links und rechts ist die Theta-Aktivitätszunahme mit Sicherheit auf keine Artefakte durch Augenbewegungen zurückzuführen. Außerdem war bei den meisten Probanden das linke Auge beim Zielen und Schießen geschlossen, während mit dem rechten Auge keine größeren Bewegungen ausgeführt wurden.

Die Interpretation der Theta-Aktivitätsveränderung im EEG bei gesunden Personen ist uneinheitlich. Veränderungen im Theta-Bereich beobachtete DANIEL (1967) während verschiedener Vigilanzstadien beim Lösen von Testaufgaben.

MIZUKI et al. (1980) fanden bei einem Teil ihrer untersuchten Probanden neben einer Zunahme eine Periodizität in dem Auftreten der Theta-Aktivität während geistiger Tätigkeit. Daraus schließen sie, daß das Auftreten der Theta-Aktivität während mentaler Aufgaben individuell unterschiedlich ist. Außerdem vermuten sie einen Aufmerksamkeitsmechanismus, der periodischen Schwankungen unterliegt.

MUNDY-CASTLE (1951 u. 1957) und VOLAVKA et al. (1967) berichteten von Beziehungen zwischen Veränderungen im Theta-Bereich des EEG und dem Erregungsgrad der Versuchspersonen.

Bei meinen Untersuchungen konnte ich nur bei sehr aufgeregten Probanden (mit hoher Pulsfrequenz) eine Zunahme der Theta-Aktivität beim Zielen und Schießen beobachten. Bei ruhig und konzentriert schießenden Probanden wurde keine Zunahme der Theta-Aktivität bei diesen Bedingungen beobachtet. Eine Zunahme der Theta-Aktivität bei Erregung ließe sich mit einem möglichen hippocapalen Ursprung der Theta-Aktivität erklären, wie dies schon WALDEIER (1974) vermutet hat.

Zusammenfassend kann man sagen, daß es bei allen Versuchspersonen bei den Bedingungen "Augen auf", "Zielen" und "Schießen" zu einer kontunierlichen Abnahme der Alpha-Aktivität kommt, wobei die Abnahme des Alpha-Anteils im EEG über der linken Hemisphäre bei allen Probanden stärker ausgeprägt ist als über der rechten. Dieses Phänomen ist möglicherweise damit zu erklären, daß bei typischen Rechtshändern aufgrund der Überkreuzungen der Nervenbahnen die Aktivität über der linken Hemisphäre höher ist als bei der rechten, denn schon im Ruhe-EEG ist der prozentuale Alpha-Anteil aller Probanden über der rechten Hemisphäre größer.

Eine zusammenfassende Arbeit zerebraler Spezialisationen wurden von GALIN u. ORNSTEIN (1973) vorgelegt. Sie fanden, daß bei ausgeprägten Rechtshändern die mentale Aktivität bezogen auf logische und analytische Denkweisen wie z.B. das Lösen von arithmetischen Problemen in der linken Hemisphäre dominant ist. Im Gegensatz dazu ist die rechte zerebrale Hemisphäre für die holistische Art des Denkens verantwortlich, wie zum Beispiel das Nachdenken über räumliche Beziehungen sowie musische Empfindungen. Auch KOLES et al. (1981) berichten in ihrer Arbeit über Beziehungen der linken bzw. rechten zerebralen Hemisphären zu differenzierten mentalen Tätigkeiten. Dem entgegen beobachteten sie bei verschiedenen geistigen Tätigkeiten keine Unterschiede im EEG zwischen eng benachbarten Regionen. Für die Dominanz oder Spezialisation einer Hemisphäre

machte WRIGHT (1976) einen neuronalen Mechanismus verantwortlich, der z.B. beim Ansteigen der visuellen Aufmerksamkeit in einer zerebralen Hemisphäre einen Abfall in der anderen Hirnhälfte impliziert.

Um die Vigilanz der einzelnen Versuchspersonen während der verschiedenen Versuchsbedingungen besser in Beziehung setzen zu können, benutzte ich den Quotienten Beta/(Alpha + Theta). Dieser ermöglicht eine Aussage über die Konzentrationsfähigkeit der einzelnen Probanden. Da es in der Zielphase beim Schießen bei allen Vpn. zu einem Ansteigen der Beta-Aktivität kommt, sowie auch bei einigen sehr aufgeregten Probanden die Theta-Aktivität zunimmt, reicht es nicht aus, die Beziehung Beta/Alpha als ein Maß für die Vigilanz zu betrachten.

Die von mir gewonnenen Erkenntnisse, daß die Tremorfrequenz unter verschiedenen Versuchsbedingungen inter- und intraindividuell sowohl bei Registrierung in vertikaler als auch in horizontaler Richtung nahezu konstant bleibt, decken sich mit den Ergebnissen von MARSHALL und WALSH (1956), BRÜNLIK (1962) und DIETRICHSON (1978). DIETRICHSON konnte in seiner Arbeit zeigen, daß die Tremorfrequenz bei Registrierung im Schulterbereich, am Ellenbogen, am Handgelenk und am Finger sich nicht verändert. Darüber hinaus ist sie unabhängig von der Richtung, in der die Aufnehmer angebracht sind, vom Grad der Abstützung des Armes, der Tageszeit und auch

von der Medikation mit Beta-Blockern. Er berichtete hingegen über deutliche Amplitudenveränderungen bei den genannten Bedingungen

Bei eigenen Untersuchungen bei Sportschützen, bei denen die Wirkung von Psychopharmaka auf die Tremoramplitude und -frequenz getestet wurde, kam es nach dem Einnehmen von Beta-Blockern zu einer Absenkung der Tremoramplitude, wie sie SÄLZER (1974), ZILM (1976) und DIETRICHSON (1978) ebenfalls beobachteten, wobei die Tremorfrequenz keine Veränderungen aufwies.

Wie ich in meinen Untersuchungen zeigen konnte, beträgt die Streuung, die beim intraindividuellen Vergleich der Tremoramplituden auftritt, annähernd 10%. Wichtig ist dabei, daß die Untersuchungsbedingungen konstant gehalten werden. Im Gegensatz dazu treten beim Vergleich der interindividuellen Messungen Werte bis 900% auf. SÄLZER (1973) fand in seinen Untersuchungen ebenfalls intraindividuelle Tremoramplitudenwerte von 10%. Bei seinen interindividuellen Messungen traten unterschiedliche Werte bis 1000% auf.

Aus den Ergebnissen kann man den Schluß ziehen, daß der physiologische Tremor als eine personenspezifische Kenngröße angesehen werden kann. Es ist mit Sicherheit möglich, anhand von Tremormessungen eine Auswahl von Personen zu treffen, die besonders für spezielle Arbeiten oder sportliche Höchstleistungen, bei denen eine möglichst ruhige Hand zum Erfolg führt, geeignet sind.

In meinen Untersuchungen konnte ich eine eindeutige Beziehung zwischen der Streuung im Trefferbild und dem physiologischen Tremor feststellen.

Da bekannt ist (DIETZ, 1976 und DIETRICHSON, 1978), daß sich Aufregung, immer begleitet mit einem Anstieg der Herzfrequenz, Unsicherheit und fehlender Muskelkraft negativ, d.h. amplitudenerhöhend auf den physiologischen Tremor auswirken, kann man durch geeignete Maßnahmen versuchen, amplitudensenkend auf ihn einzuwirken.
Zur Stärkung der Muskulatur bieten sich allgemeine die Armmuskulatur kräftigende Übungen an. Unsicherheiten lassen sich durch verstärktes praktisches Üben beheben. Hierbei muß jede Gelegenheit benutzt werden, das Verbunden- und Vertrautsein mit der durchzuführenden Tätigkeit herzustellen. Nur auf diesem Weg können die Elemente, die für Tätigkeiten, die eine ruhige Hand voraussetzen, benötigt werden, automatisiert und in das Unterbewußtsein übernommen werden, was mit Sicherheit dazu beiträgt, das Selbstbewußtsein (z.B. das Schießenkönnen) zu stärken und bestehende Unsicherheiten abzubauen. Auch wird sich das Vertrautsein mit der durchzuführenden Aufgabe und das gesteigerte Selbstbewußtsein stabilisierend auf die innere Erregung auswirken.
Weitere in der Trainingstheorie anerkannte wirksame Methoden, speziell für Schützen, sind autogenes Training und als Vorstadium zu dieser nicht leicht zu erlernenden Entspannungstechnik die Autosuggestion,

bei der mit Hilfe von gedachten formelhaften Vorsätzen durch Einrede eine Verbesserung der Schießleistung erreicht werden soll.
Nach Meinung von KUKOLEWSKY (1971) ist auch das EEG eine wertvolle Hilfe für die Beurteilung des Trainingszustandes. Er stellte fest, daß bei Sportlern, die sich im guten Trainingszustand befinden, im EEG unter Heranziehung der Photostimulation die obere Frequenzgrenze für die Synchronisation bei 18 bis 24 Hz lag, bei befriedigendem Trainingszustand bei 14 bis 18 Hz und bei ungenügendem Trainingszustand bei 12 bis 16 Hz.

Über die Ursachen des physiologischen Tremors wurden im Laufe der Zeit verschiedene Hypothesen entwickelt. Als BERGER (1929) den Alpha-Rhythmus im EEG beim Menschen erstmals beschrieb, erschien es auffällig, daß die Wellenform und Frequenz der Alpha-Aktivitäten im EEG dem physiologischen Tremor sehr ähnlich sind.

JASPER und ANDREWS (1938) zeigten in ihrer Arbeit, daß sowohl der physiologische Tremor als auch die Alpha-Wellen im EEG durch eine Anzahl von Faktoren auf die gleiche Art und Weise verändert werden. Ähnliches berichteten MARSHALL und WALSH (1956), die eine altersabhängige gleichzeitige Veränderung der Alpha-Aktivität und des physiologischen Tremors beobachteten.

Bei meinen Untersuchungen konnte ich keine direkten Beziehungen zwischen den Veränderungen der Alpha- bzw.

Beta-Aktivitäten und dem physiologischen Tremor finden. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von LIPPOLD (1969), DIETZ (1976), ALLUM et al. (1978).

Die heute meist zitierte Hypothese ist, daß die Tremorschwankungen um 8 Hz Oszillationen durch Dehnungsreflexe sind, also Schwingungen in den Regelkreisen zwischen Muskelspindel, Rückenmark und Muskel (HALLIDAY et al., 1956, 1958; LIPPOLD, 1970; MORI, 1973, 1975).
Für diese Hypothese einer rhythmischen Aktivität verschiedener motorischer Einheiten in einem Regelkreis würden die von mir beobachteten konstanten Frequenzmaxima in den Tremorspektren der einzelnen Probanden sprechen.
Eine Reihe von Befunden widerlegen diese Theorie. So kann an einem Arm, dessen Reflexbogen unterbrochen ist, noch ein normaler Tremor beobachtet werden (LIU et al., 1971; MARDSEN et al., 1967). Bei einem durch Regelkreise entstehenden Tremor wäre zu erwarten, daß eine gewisse Gleichzeitigkeit (Synchronisation) der Entladungen verschiedener Motoneurone des Muskels besteht. Bei gleichzeitiger Registrierung der Impulse verschiedener Motoneurone fanden ALLUM und DIETZ (197 keine oder nur sehr geringe Synchronisationstendenzen dieser Entladungen. Synchronisation war, wenn sie auf trat, bei allen Entladungsfrequenzen zu beobachten und nicht nur bei der bevorzugten Tremorfrequenz um 8 Hz. Dies bedeutet, daß der physiologische Tremor nicht Ausdruck synchronisierter Impulse in einem

bestimmten Frequenzbereich durch Reflexregelkreise sein kann. Weiter fanden ALLUM und DIETZ (1978), daß die einzelnen Muskelkontraktionen bei einer Reizung mit 8 Hz noch als Einzelzuckungen sich deutlich unterscheiden, d.h. nicht fusioniert sind. Bei hohen Frequenzen (25 Hz) kommt es zu einer Glättung der Kontraktion.

Die motorischen Einheiten eines Muskels entladen bei verschiedenen Frequenzen unabhängig von einander. Dabei treten nach ALLUM und DIETZ (1978) besonders die Einzelkontraktionen der um 8 Hz entladenden Motoneurone als mechanische deutliche Unregelmäßigkeiten - dem Tremor - in Erscheinung.

Das Intensitätsmaximum der Tremorspektren liegt auch bei meinen Untersuchungen bei 6 bis 8 Hz. Es treten jedoch Frequenzen bis 25 Hz auf. Sie decken sich damit mit den Ergebnissen von SÄLZER (1973); ALLUM und DIETZ (1978). Da die Muskelfaserkontraktionen bei Entladungsfrequenzen bis 15 Hz weitgehend fusionieren, d.h. geglättet sind, tragen sie kaum noch zum Tremor bei.

Aufgrund meiner Ergebnisse und vergleichender Studien der Literatur würde ich den physiologischen Tremor, wie ALLUM und DIETZ (1978), als eine muskelmechanische Resultante der Gesamtaktivität der motorischen Einheiten eines Muskels, d.h. der durch sie hervorgerufenen Muskelfaserkontraktionen, bezeichnen.

Die Tremoramplitudenerhöhung bei Aufregung ist auf die Aktivierung einer größeren Anzahl von motorischen Einheiten zurückzuführen. Wie aus meinen Ergebnissen ersichtlich, besaßen die Probanden, die beim Schießen aufgeregt waren, eine deutlich höhere Tremoramplitude als die Schützen, die ruhig und konzentriert die Schießübungen absolvierten. Die aufgeregten Versuchspersonen hatten auch durchweg eine höhere Pulsfrequenz, die - wie es OZAKI (1962) und BRÜMLIK (1962) ebenfalls sahen - erhöhend auf die Tremoramplitude wirkt.

In den Leistungsspektren des physiologischen Tremors aller Versuchspersonen traten neben einem Maximum bei 6 bis 8 Hz zwei Nebenmaxima bei 1 bis 3 Hz und um 11 Hz auf. Bei Probanden mit großen Tremoramplitudenwerten war das Maximum stärker ausgeprägt und die seitlichen Gipfel im Leistungsdichtespektrum waren ebenfalls, was hauptsächlich den Nebengipfel im höheren Frequenzbereich (11 Hz) betrifft, deutlicher zu sehen. Dieses Phänomen läßt sich damit erklären, daß bei den Probanden mit hoher Tremoramplitude, hervorgerufen durch Erregung, immer begleitet von einer hohen Pulsfrequenz, die Anzahl der erregten Motoneurone mit einer Entladungsrate um 6 bis 8 Hz und um 11 Hz größer ist als bei Versuchspersonen mit niedriger Tremoramplitude.

Da bei aufgeregten Schützen beim Schießen im EEG schnellere Beta-Frequenzen zu beobachten waren, läßt sich bei oberflächlicher Betrachtung eine Beziehung zwischen dem EEG und dem Tremorgramm ableiten. Da aber bei Probanden, deren Frequenzzunahme im EEG auf

eine Steigerung der Vigilanz zurückzuführen ist, keine oder nur geringe Tremoramplitudenveränderungen festzustellen waren, ist die Hypothese - Zunahme der Frequenzen im EEG führt zu einem Ansteigen der Tremoramplitude und zu einer stärkeren Ausbildung des Nebenmaximums bei 11 Hz - so nicht zu vertreten.
Erst bei einer Steigerung der Pulsfrequenz, die gleichbedeutend ist mit einer Erhöhung der Erregung, kommt es zu einer Tremoramplitudenzunahme und zu einer stärkeren Ausbildung des Nebenmaximums bei 11 Hz.

Zusammenfassend kann man den physiologischen Tremor als eine personenspezifische Kenngröße ansehen, wobei interindividuelle Unterschiede in den Tremoramplituden bis 900% auftreten.
Der Frequenzanteil im Tremorgramm und das Auftreten von frequenzabhängigen Intensitätsmaxima in den Tremorspektren ist unter verschiedenen Versuchsbedingungen bei allen gesunden Personen nahezu gleich.

Hervorgerufen wird der physiologische Tremor durch die Gesamtaktivität der Motoneurone eines Muskels. Dabei treten besonders die Einzelkontraktionen der um 8 Hz entladenen Motoneuronen als mechanische deutliche Unregelmäßigkeiten in Erscheinung.

Es sind keine direkten Beziehungen zwischen den Veränderungen im EEG und im Tremorgramm festzustellen. Festzuhalten ist jedoch, daß bei aufgeregten Personen (hohe Pulsfrequenz) sowohl im EEG ein Anstieg der

prozentualen Beta-Aktivität zu beobachten war, als auch eine Zunahme der Tremoramplitude registriert werden konnte. Diese Beziehung konnte, wenn der prozentuale Beta-Anstieg im EEG auf eine Zunahme der Vigilanz (normale Pulsfrequenz) zurückzuführen war, nicht beobachtet werden.

5. Zusammenfassung

Bei 18 gesunden Versuchspersonen wurde während der Versuchsbedingungen "Ruhe mit geschlossenen Augen", "Ruhe mit offenen Augen", beim Zielen, beim Schießen (14 Vpn.) und nach der Schußabgabe das EEG über der parieto-occipitalen Hirnregion beider Hemisphären an 12 verschiedenen Versuchstagen, über ein Jahr verteilt, registriert und auf Magnetband gespeichert.

Darüber hinaus wurde gleichzeitig während des Zielens und Schießens der physiologische Handtremor in vertikaler und horizontaler Richtung mit Hilfe von Beschleunigungsaufnehmern gemessen und ebenfalls auf dem Magnetband gespeichert.

Zur Bestimmung der Pulsfrequenz wurde das EKG während aller Versuchsbedingungen registriert und die Herzfrequenz bestimmt.

Die Analyse der EEG- und Tremordaten erfolgte auf einem PDP-12 Prozeßrechner. Das EEG wurde mit Hilfe der Fast Fourier Transformation in den Frequenzbereich überführt, wobei sich für jede Versuchsbedingung charakteristische EEG-Spektren ergaben.

Aus den Tremordaten wurden Intensitäts- und Frequenzspektren erstellt.

Den folgenden Fragestellungen wurde mit den genannten Methoden nachgegangen:

1. Welche Veränderungen im Power-Spektrum zeigen sich bei den drei verschiedenen Versuchsbedingungen "Zielen 30 sec.", "Zielen 120 sec." und "Schießen"?

2. Wie wirkt sich der unterschiedliche Trainingszustand der Probanden auf die Frequenz und die Amplitude des Tremors aus?

3. Gibt es Unterschiede im Tremorgramm der Versuchspersonen bei der Registrierung der Schwankungen der Hand in vertikaler und horizontaler Richtung?

4. Sind beim Vergleich mit den gleichzeitig registrierten EEG- und EKG-Daten Beziehungen zu den Tremorwerten zu erkennen?

5. Welche EEG-Veränderungen im Alpha-, Beta- und Theta-Bereich zeigen sich bei den fünf Versuchsbedingungen "Augen zu", "Augen auf","Zielen", "Schießen" und "nach Schuß"?

6. Zeigen sich Unterschiede im EEG beim Vergleich der beiden bipolaren Ableitungen Parieto-Occipital links und Parieto Occipital rechts während der fünf Versuchsbedingungen?

7. Wie wirkt sich der Trainingszustand der Versuchspersonen auf das EEG aus?

Die in der Einleitung aufgelistete 8. Fragestellung ist hier in der Frage 4 zusammengefaßt.

Die Untersuchungen führten zu folgenden Ergebnissen:

1. Während des längeren Zielens (120 sec.) kam es zu einer Zunahme der Tremoramplitude im Vergleich zur Bedingung "Zielen 30 sec.".

   Die Mittelwerte der Tremorintensität aller 14 Versuchspersonen lag beim Schießen höher als bei der Bedingung "Zielen 30 sec.". Sie waren aber geringer als beim längeren Zielen (120 sec.).

   Die Intensitätsgipfel lagen bei allen drei Bedingungen in den gleichen Frequenzbereichen. Der erste Gipfel (um 2 Hz) und der zweite Gipfel (um 6 Hz) war bei allen Vpn. zu beobachten, während ein dritter Gipfel (um 11,5 Hz) nur bei der Hälfte der Probanden im Tremorfrequenzspektrum zu sehen war. Diese Vpn. besaßen im Durchschnitt eine höhere Tremoramplitude als die Probanden,

bei denen kein dritter Gipfel im Frequenz- und Intensitätsspektrum festgestellt werden konnte.

Der maximale interindividuelle Unterschied in der Tremoramplitude schwankte bei allen drei Bedingungen um 900%.

2. Probanden, die durch Training über eine kräftige Armmuskulatur verfügten, besaßen eine niedrigere Tremoramplitude als untrainierte. Keine Unterschiede waren zwischen Trainierten und Untrainierten im Auftreten der ersten beiden Gipfel (um 2 Hz und 6 Hz) bezogen auf den Frequenzbereich zu erkennen. Ein dritter Tremorintensitätsgipfel (um 11,5 Hz) trat hauptsächlich bei untrainierten Probanden auf.

3. Die Tremoramplitude in horizontaler Richtung war größer als die in vertikaler Richtung gemessene Tremorintensität. Der dritte Gipfel (um 11,5 Hz) trat in horizontaler Richtung nahezu doppelt so oft auf als in vertikaler.

4. Bei Probanden, bei denen es beim Schießen zu einer starken Pulsfrequenzzunahme kam, stieg auch die Tremorintensität an.
Probanden, die beim Zielen und Schießen eine hohe Pulsfrequenz besaßen, hatten auch analog dazu einen verhältnismäßig großen Theta-Anteil im EEG.

Die Zunahme der Beta-Aktivität aufgrund starker Erregung führte bei allen Probanden zu einem Ansteigen der Tremoramplitude und der Pulsfrequenz. War der prozentuale Beta-Anstieg auf eine Zunahme der Vigilanz zurückzuführen, so konnte weder eine auffallende Pulsfrequenzbeschleunigung noch eine übermäßige Amplitudenerhöhung des Tremors registriert werden.

5. Während der Bedingungen mit offenen Augen, dem Zielen und dem Schießen trat eine Abnahme der prozentualen Intensität im Alpha-Bereich des EEG auf. Die Abnahme der Alpha-Aktivität war beim Schießen am größten.

Eine Zunahme der prozentualen Beta-Intensität im EEG war während der Ruhebedingung mit offenen Augen, beim Zielen und beim Schießen zu beobachten. Die stärkste Zunahme der Beta-Aktivität konnte beim Schießen beobachtet werden.

Bei der prozentualen Veränderung des Theta-Anteils im EEG konnte bei den Versuchspersonen keine einheitliche Theta-Anteilsverschiebung während der verschiedenen Versuchsbedingungen festgestellt werden.

Nach der Schußabgabe beobachtete man bei nahezu allen Probanden eine Zunahme des Alpha-Anteils und eine Abnahme der Beta-Aktivität im EEG.

6. Die Zunahme des prozentualen Beta-Anteils im EEG war während der Ruhebedingung mit offenen Augen, dem Zielen und dem Schießen über der linken parieto-occipitalen Ableitung stärker ausgeprägt als über der rechten.

   Auch die Abnahme des Alpha-Anteils war während der drei verschiedenen Versuchsbedingungen in der linken parieto-occipitalen Ableitung größer als über der rechten.

   Im prozentualen Theta-Anteil des EEG konnten keine Unterschiede beim Vergleich der beiden Ableitungen festgestellt werden.

7. Probanden, die ein intensives Schießtraining (Konditionsmaßnahme, autogenes und mentales Training, Autosuggestion) absolvierten, verfügten

über eine stärkere Konzentrationsfähigkeit und Leistungsbereitschaft, die sich hauptsächlich durch einen hohen Beta-Anteil während des Schießens dokumentierte. Gleichzeitig besaßen diese Versuchspersonen eine verhältnismäßig niedrige Pulsfrequenz und Tremoramplitude.

L i t e r a t u r

1. ALLUM, J.H.J., DIETZ, V. and FREUND, H.J.: Neuronal mechanismus underlying physiological tremor. J. Neurophysiol. 41: 557-571, 1978

2. BABINCEV, N.A., SOLOGUB, E.B.: Elektroencephalogr. Parameter des Trainingszustandes bei Mittelstreckenläufern. In: Physiolog. Charakteristik der hohen Arbeitsfähigkeit von Sportlern, 81-85, Moskva, 1966

3. BERGER, H.: Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. 1. Mitteilung, Arch. Psychiat. Nervenkr., 1929, 87: 527-570

4. BERGER, H.: Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. 3. Mitteilung, Arch. Psychiat. Nervenkr., 1931, 94: 16-60

5. BIRJUKOVA, Z.I.: Die höhere Nerventätigkeit der Sportler, Moskva, 1961

6. BRUMLIK, J.: On the nature of normal tremor. Neurology 12: 159-179, 1962

7. BRUMLIK, K.J., MIER, M., TETROVICK, M., JENSEN, H.P.: Experimentelle Untersuchungen über eine Form von Ruhetremor an den Extremitäten von gesunden Hunden. Pflügers Arch. ges. Physiol. 278, 597-609, 1964

8. COOLEY, W.W., LOHNES, P.R.: Multivariate procedures for the behavioural sciences. Wiley, New York, 1962

9. COOLEY, J.W., TUKEY, J.W.: An algorism for the machine calculation of complex Fourier series. Math. Comput., 1965, 14: 297

10. CREUTZFELDT, O.D., GRÜNEWALD, G., SIMONOVA, O., SCHMITZ, H.: Changes of the basic rhythmus of the EEG during perfomance of mental and visuo motortasks. Teddington symposium Oct. 1967, Eds. Evans u. Mulholland, 1969

11. DANIEL, R.S.: Alpha and theta EEG in vigilance. Percept. mot. Skills, 1967, 25: 697-703

12. DIETRICHSON, P., ENGEBRETSEN, Ø., FØNSTELIEN, E. and HOVLAND, J.: Quantitation of tremor in man. Prog. clin. Neurophysiol., Vol. 5: 90-94, Basel, 1978

13. DIETZ, V., HILLESHEIMER, W. and FREUND, H.J.: Correlation between tremor, voluntary contraction and firing pattern of motor units in Parkinson's disease. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 37: 927-937, 1974

14. DIETZ, V., BISCHOFBERGER, E., WITA, C. and FREUND, H.J.: Correlation between the dicharges of two simultaneously recorded motor units and physiological tremor. Electroencephalog. clin. Neurophysiol. 40: 97-105, 1976

15. DIETZ, V., FREUND, H.J. and ALLUM, J.H.J.: Parkinsonian tremor during rest and voluntary contraction and its correlation with single motor unit activity. In: Advances in Parkinsonism, editet by W. Birkmayer and O. Hornykievicz. Basel: Roche, 1976, p. 244-250

16. DOLCE, G., WALDEIER, H.: Spektral and multivariate analysis of EEG changes during mental activity in man. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 36: 577-584, 1974

17. ESHNER, A.A.: A graphic study of tremor. J. exp. Med. 2: 301-320, 1897

18. FREUND, H.J., WITA, C.: Computeranalyse des Intervallmusters einzelner motorischer Einheiten bei Gesunden und Patienten mit supraspinalen Störungen. Arch. Psychiat. Nervenkrankh. 214: 56-71, 1971

19. FREUND, H.J., BÜDINGEN, H.J. and DIETZ, V.: Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. J. Neurophysiol. 38: 933-946, 1975

20. FREUND, H.J. and DIETZ, V.: The relationship between physiological and pathological tremor. In: Physiological Tremor, Pathological Tremors and Clonus, edited by J.E. Desmedt. Progress in Clinical Neurophysiology. Basel: Karger. 1978

21. GALE, A., DUNKIN, N., COLES, M.: Variation in the visual input and the occipital EEG. I. Psyconom. Sci. 14: 262-263, 1969

22. GALE, A., COLES, M., BOYD, E.: Variation in the visual input and the occipital EEG. II. Psyconom. Sci. 23: 99-100, 1971

23. GALIN, D. and ORNSTEIN, R.E.: Hemispheric specialisation and the duality of consciousness. Human Behavior and Brain Function, Springfield, Illinois, 1973

24. GASTAUT, H., TERZIAN, H. et GASTAUT, Y.: Etude d'une activité électroencephalographique méconnue: 'le rythme rolandique en arceau'. Marseille méd., 89: 296-310, 1952

25. GIANNITRAPANI, D.: Frequency analysis of the EEG under different behavioural states. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 27: 694, 1969

26. GRÜNEWALD, G., SIMONOVA, O., CREUTZFELDT, O.D.: Differentielle EEG-Veränderungen bei visuomotorischen und kognitiven Tätigkeiten. Arch. Psychiat. Nervenkr. 212: 49-69, 1968

27. HALGREN, E., BABB, Th.L. and CRANDALL, P.H.: Activity of human hippocampal formation and amygdala neurons during memory testing. Electroencephal. and clin. Neurophysiol. 45: 585-601, 1978

28. HALLIDAY, A.M. and REDFEARN, J.W.T.: An analysis of the finger tremor in healthy subjects. J. Physiol. London 134: 600-611, 1956

29. HALLIDAY, A.M. and REDFEARN, J.W.T.: Finger tremor in tabetic patients and its bearing on the mechanism producing the rhythm of physiological tremor. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 21: 101-108, 1958

30. JASPER, H.H. and ANDREWS, H.L.: Electro-encephalography. III. Normal differentiations of occipital and precentral regions in man. Arch. Neurol. Psychiat. (Chic.) 39: 96-115, 1938

31. JASPER, H.H. and PENFIELD, W.: Electrocorticograms in man: effect of voluntary movement upon the electrical activity of the precentral gyrus. Arch. Psychiat. Nervenkr. 183: 163-174, 1949

32. JOYCE, G.C. and RACK, P.M.H.: The effects of load and force on tremor at the normal human elbow joint. J. Physiol., London, 240: 375-396, 1974

33. JOYCE, G.C., RACK, P.M.H. and ROSS, H.F.: The forces generated at the human elbow joint in response to imposed sinusoidal movements of the forearm. J. Physiol., London, 240: 351-374, 1974

34. KNOTT, J.R.: Brain potentials during silent and oral reading. J. gen. Psychol. 18: 57-62, 1938

35. KOLES, Z.J.and FLOR-HENRY, P.: Mental activity and the e.e.g.: task and workload related effects. Med.u.Biol.Eng. u. Comput. 19: 185-194, 1981

36. KRANZ, H. and BAUMGARTNER, G.: Human alpha motoneurone discharge, a statistical analysis. Brain Res. 67: 324-329, 1974

37. KREITMAN, N., SHAW, J.C.: Experimental enhancement of alpha activity. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 18: 147-155, 1965

38. KUKOLEWSKY, G.M.: Die Elektroencephalographie in der Sportmedizin. Abt. Sportmedizin des Moskauer Institut f. Körperkultur, 155-163, 1963

39. KUNA, H., GOLENHOFEN, K., LIENERT, G.A.: Zuverlässigkeit und Gültigkeit der Mikrovibration als Aktiviertheitsindikator. Z. exp. angew. Psychol. XI, 445-479, 1964

40. LEGEWIE, H., SIMONOVA, O., CREUTZFELDT, O.: EEG changes during performance of various taks under open- and closed-eyed conditions. Electreoenceph.clin. Neurophysiol. 27: 470-479, 1969

41. LINDSLEY, D.B.: Attention, consciousness, sleep and wakefulness, in Fields, J. (ed), Neurophysiology, Vol. III, pp. 1553 - 1593, Amer. Physiol. soc., Washington, 1960

42. LIPPOLD, O.C.J., REDFEARN, J.W.T. and VUCO, J.: The rhythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscle. J. Physiol. London, 137: 473-487, 1957

43. LIPPOLD, O.C.J.: Oscillation in the stretch reflex arc and the origin of the rhythmical 8-12 c/sec component of physiological tremor. J. Physiol. London, 206: 359-382, 1970

44. LIU, C.N. and CHAMBERS, W.W.: A study of cerebellar dyskinesia in the bilaterally deafferented forelimbs of the monkey (Macaca mulatta and Macaca speciosa). Acta Neurobiol. Exptl. 31: 263-289, 1971

45. MARSDEN, C.D.: The mechanism of physiological tremor and their significance for pathological tremors. Prog. clin. Neurophysiol., Vol. 5: 1-16, Basel, 1978

46. MARSDEN, C.D., MEADOWS, J.C., LANGE, G.W. and WATSON, R.S.: Effect of deafferentation on human physiological tremor. Lancet 2: 700-702, 1967

47. MARSHALL, J. and WALSH, E.G.: Physiological tremor J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 19: 260-267, 1956

48. MILNER-BROWN, H.S., STEIN, R.B. and YEMM, R.: The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions. J. Physiol., London, 228: 285-306, 1973

49. MILNER-BROWN, H.S., STEIN, R.B. and LEE, R.G.: Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. Electroencephalog. Clin. Neurophysiol. 38: 245-254, 1975

50. MITCHEN, J.C., TUTTLE, W.W.: Influence of exercises, emotional stress, and age on static neuromuscular tremor magnitude, Res. Quart. Amer. Ass. Hlth. phys. Educ. 25: 65-74, 1954

51. MIZUKI, Y., TANAKA, M., ISOZAKI, H., NISHIJIMA, H. and INANAGA, K.: Periodic appearance of theta rhythm in the frontal midline area during performance of a mental task. Electroenceph. and clin. Neurophysiol. 49: 345-351, 1980

52. MORI, S.: Discharge patterns of soleus motor units with associated changes in force exerted by foot during quiet stance in man. J. Neurophysiol. 36: 458-471, 1973

53. MORI, S.: Entrainment of motor unit discharges as a neuronal mechanism of synchronization. J. Neurophysiol. 38: 859-870, 1975

54. MULHOLLAND, T., RUNNALS, S.: Increased occurrence of EEG alpha during increased attention. J. Psychol. 54: 317-330, 1962

55. MULHOLLAND, T.: The concept of attention and the EEG alpha rhythm. Electroenceph. clin. neurophysiol. 24: 188, 1968

56. MUNDY-CASTLE, A.C.: The EEG and mental activity electroenceph. clin. Neurophysiol. 9: 643-655, 1957

57. NICKEL, B.: Neue Methoden als Trainingshilfen zur Kontrolle von Vigilanz und Zielmotorik beim sportlichen Pistolenschießen. Leistungssport, 11. Jg. Nr. 2: 137-144, 1981

58. OZAKI, T., SATO, K.: Some observations on minor tremor related to heart beat. Japan. J. Physiol. 12: 357-360, 1962

59. PFURTSCHELLER, G.: Central beta rhythm during sensorimotor acticities in man. Electroenceph. clin. neurophysiol. 51: 253-264, 1981

60. RAU, G.: Einige Modellüberlegungen zur Natur des normalen Fingertremors. Anthropometrische Mitteilung Nr. 3/73 des Forschungsinstitutes für Anthropotechnik, Meckenheim, 1973

61. ROHMERT, W.: Belastung und Beanspruchung von Fluglotsen. Schriftenreihe: Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Präventivmedizin, Bd. 51, Stuttgart: Gentner, 1973

62. SÄLZER, M.: Three-dimensional tremor measurement of the hand. J. Biomech. 5: 217-221, 1972a

63. SÄLZER, M.: Methodenvergleich verschiedener Tremoraufnehmer. Int. Z. angew. Physiol. 30: 292-301, 1972b

64. SÄLZER, M.: Untersuchung über die Reproduzierbarkeit von Hand-Tremormessungen. Europ. J. appl. Physiol. 32: 71-80, 1973

65. SÄLZER, M.: Tremoruntersuchungen als Methode in der Arbeitswissenschaft. Schriftenreihe "Arbeitswissenschaft", Bd. 3, Berlin-Köln-Frankfurt/M., Beuth-Vertrieb, 1973

66. SALZER, M., SCHREIBER, H.J., ROHMERT, W.: Tremor und Arbeitssicherheit - eine Dokumentation und Systematisierung der Literatur. Forschungsbericht Nr. 103 der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Unfallforschung. Dortmund, 1973

67. SÄLZER, M.: Tremormessungen zur Eignungsdiagnose für sensomotorische Tätigkeiten. Psychologische Beiträge 16: 48-60, 1974a

68. SÄLZER, M., ROHMERT, W.: Untersuchung über das zeitliche Verhalten der Handtremoramplitude nach Einnahme verschiedener Pharmaka. Europ. J. appl. Physiol. 33: 13-22, 1974b

69. SALZER, M.: Modell zur Beschreibung des Tremors. Eur. J. appl. Physiol. 34: 19-31, 1975

70. SATO, R., INANAGA, K.: The effect of alcohol an the human minor tremor. Kyushu Neuropsychiat. 7: 171, 1959

71. SEARS, T.A. and STAGG, D.: Short-term synchronization of intercostal motoneurone activity. J. Physiol., London, 263: 357-381, 1976

72. STILES, R.N., RANDALL, J.E.: Mechanical factors in human tremor frequency. J. appl. Physiol. 23: 324-330, 1967

73. STUART, D., OTT, K., ISCHIKAWA, K. and ELDRED, E.: The rhythm of shivering. Am. J. phys. Med. 45: 61-103, 1966b

74. TAYLOR, A.: The significance of grouping of motor units activity. J. Physiol., London, 162: 259-269, 1962

75. VOIGT, C.D: Der Tremor und seine Auswirkungen auf feinmotorische Handlungen. Arbeitswissenschaft 2, Nr. 6, 1963

76. VOIGT, K.: Darstellung und Analyse telemetrisch gewonnener Biosignale (EEG und EKG) bei Ski-Abfahrtsläufern im sportlichen Wettkampf. Diss., Frankfurt/M., 1978

77. VOLAVKA, J., MATOUSEK, M., ROUBICEK, J.: Mental arithmetic and eye opening. In: Electroenceph. clin. Neurophysiol. 22: 174-176, 1967

78. WALDEIER, H.: Elektroenzephalographische Differenzierung kognitiver Tätigkeiten bei gesunden Personen. Diss., Frankfurt/M., 1974

79. WOLFENDEN, R.N., WILLIAMS, D.: A note on the rhythm and character of certain tremors. Brit. med. J. 1: 1049-1050, 1888

80. WOODSON, W.E.: Human angineering guide for equipment designers. Berkeley, Univ. of Calif. Press., 1957

81. WRIGHT, J. and CRAGGS, M.D.: Visual attention in split-brain monkeys.
Nature Vol. 261, 1976

82. ZILM, D.H. and SELLERS, E.M.: The effect of propranolol on normal physiologic tremor.
Electroenceph. and clin. Neurophysiol.
41: 310-313, 1976

Herrn Prof. Dr. med. K. Offenloch danke ich für die Überlassung des Themas und Betreuung dieser Arbeit.
Mein Dank gilt der gesamten Arbeitsgruppe für fruchtbare Diskussionen.

Für die großzügige Bereitstellung der Rechenanlage danke ich der Firma Merck, Darmstadt.

Dem Bundesausschuß für Leistungssport und der sportärztlichen Hauptberatungsstelle des Landes Hessen, Frankfurt/M. spreche ich meinen Dank aus.

Für die Bereitstellung von geeigneten Räumen und technischen Geräten danke ich dem Waffenlaboratorium der Fachhochschule des Heeres in Darmstadt.

Der Firma Hämmerli in Tiengen spreche ich für die Überlassung der Pistolen meinen Dank aus.

Frau Völlmar und den Herren Gunder und Lösel danke ich für die Unterstützung bei technischen Problemen der Arbeit.

L e b e n s l a u f

Am 29.7.1950 wurde ich, Bernd Nickel, als Sohn des Bruno Nickel und seiner Ehefrau Hedwig geb. Leonhardt in Gießen geboren.

In Darmstadt besuchte ich ab 1956 die Grundschule und ab 1960 das Georg Büchner-Gymnasium. Dort legte ich im Juni 1969 die Reifeprüfung ab.

Als Wehrpflichtiger wurde ich im Juli 1969 zur Bundeswehr eingezogen.

Im Wintersemester 1970/71 begann ich das Studium der Biologie an der Technischen Hochschule in Darmstadt.

Im Frühjahr 1973 bestand ich das Vordiplom. Nach mündlicher Prüfung und Anfertigung der Diplomarbeit wurde mir im Dezember 1977 das Diplom zuerkannt.

Von Januar 1978 bis September 1979 war ich als wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Technischen Hochschule Darmstadt. Seit Oktober 1979 bin ich im Fachbereich Humanmedizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt/M. im Zentrum der Physiologie tätig.

Frankfurt/M., Januar 1982

Bernd Nickel

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich Humanmedizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

> Darstellung und Analyse der Beziehungen zwischen der zentralen Aktivierung, dem peripheren Nerv-Muskel-System und dem vegetativen Nervensystem beim sportlichen Pistolenschießen

im Zentrum der Physiologie der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt am Main unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. K. Offenloch ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- u. ausländischen Medizinischen Fakultät bzw. Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Frankfurt am Main, im Februar 1982

Bernd Michel

Druck und Verarbeitung: copy shop, darmstadt, tel. 21353